Szacowanie siły w sterowaniu urządzeniem za pomocą elektrycznej aktywności mięśniowej

Agata Nawrocka, Andrzej Kot, Marcin Nawrocki

AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki, Kraków

Streszczenie: Przedmiotem artykułu jest problem sterowania urządzeniem do rehabilitacji kończyny górnej. Ze względu na złożoność tego zagadnienia rozważania zawężono do rehabilitacji stawu łokciowego w pełnym zakresie jego ruchomości. Rozwiązania zostały przedstawione z naciskiem na aspekt zastosowanych w nich systemów sterowania. Zaproponowano i przebadano koncepcję szacowania siły w sterowaniu urządzeniem za pomocą elektrycznej aktywności mięśniowej. Skupiono się na możliwości wykorzystania sygnału EMG jako sygnału sterującego urządzeniem rehabilitacyjnym na potrzeby ćwiczeń wymagających znajomości chwilowej siły mięśniowej. Zaprezentowano przebieg i wyniki badań mających na celu przetestowanie algorytmu szacowania wartości chwilowej siły mięśniowej na podstawie sygnału EMG.

Słowa kluczowe: sygnał EMG, analiza sygnałów, sterowanie

ESTIMATING THE FORCE VALUE
IN CONTROLLING A DEVICE USING MUSCLE ELECTRICAL ACTIVITY

Abstract: The subject of this article is the problem of controlling the device for the rehabilitation of the upper limb. Due to the complexity of this issue, the considerations were limited to the rehabilitation of the elbow joint in the full range of its mobility. The solutions were presented with an emphasis on the aspect of the control systems used in them. The concept of force control by means of electrical muscle activity was proposed and tested. The focus was on the possibility of using the EMG signal as a signal controlling the rehabilitation device for the purposes of exercises requiring the knowledge of momentary muscle strength. The course and results of the research aimed at testing the algorithm for estimating the value of the instantaneous muscle strength based on the EMG signal are presented.

Keywords: EMG signal, signal analysis, control

https://doi.org/10.7494/978-83-67427-15-9_5

1. Wprowadzenie

Elektromiografia – rejestracja i akwizycja sygnału

Sygnał elektromiograficzny (EMG) powstaje w efekcie elektrycznej aktywności nerwowo-mięśniowej podczas skurczu mięśnia. Jest on wynikiem propagacji potencjałów czynnościowych wzdłuż sarkolemmy otaczającej włókna mięśniowe (De Luca 2006). Elektromiografia powierzchniowa (sEMG) jest, w odróżnieniu od elektromiografii wewnątrzmięśniowej (iEMG), nieinwazyjną metodą badania elektrycznej aktywności mięśniowej. Podczas badania elektrody umieszczane są na powierzchni skóry nad badanym brzuścem mięśniowym. Sygnały pozyskane metodą wewnątrzmięśniową i powierzchniową znacznie się od siebie różnią. Sygnał iEMG jest selektywny, ponieważ miejsce wprowadzenia pojedynczej elektrody igłowej pozwala na akwizycję sygnału tylko z jej otoczenia (co odpowiada maksymalnie kilku włóknom mięśniowym). Z kolei sygnał sEMG odzwierciedla aktywność znacznie większej ilości włókien mięśniowych, przez co jest podatny na zmiany poziomu synchronizacji jednostek motorycznych oraz na tzw. *cross-talk*, czyli zaburzenia wywołane jednoczesnym działaniem wielu mięśni lub grup włókien mięśniowych.

Zarówno sygnał sEMG, jak i iEMG mają zastosowanie kliniczne i techniczne. Za ich pomocą można analizować informacje pochodzące z centralnego oraz obwodowego układu nerwowego. Ponieważ sygnał EMG niesie informacje dotyczące intencji ruchu, często ma swoje zastosowanie w inżynierii rehabilitacyjnej, a w szczególności w sterowaniu protezami mioelektrycznymi (Bigland i Lippold 1954, Milner-Brown i Stein 1975, Moritani i Muro 1987, Merletti i Parker 2004). Poprawna i powtarzalna akwizycja sygnału EMG została opisana przez Hermensa i in. (1999).

Filtracja sygnału EMG

Sygnał sEMG ma charakter losowy, cechuje się pływającym uziemieniem. Ponadto narażony jest na zakłócenia pochodzące z takich źródeł jak ruch kończyn, ruch elektrod lub inna aktywność bioelektryczna (np. elektrokardiogram). Pasmo właściwe sygnału znajduje się pomiędzy 15 Hz a 500 Hz. W związku z tym stosuje się cyfrowe filtry pasmowoprzepustowe, aby uniknąć zmiany informacji fazowej sygnału.

Własności sygnału EMG

Aby pozyskać z sygnału EMG informacje dotyczące intencji ruchu, oblicza się parametry sygnału. Do podstawowych parametrów należą parametry czasowe, częstotliwościowe oraz czasowo-częstotliwościowe.

Parametry czasowe. Niosą informację o energii sygnału EMG, której wartość jest związana z poziomem rekrutacji jednostek motorycznych oraz częstotliwością ich aktywacji. Parametry te są miarą wariancji sygnału, która może być opisana przez średnią

pływającą (*mean average value*, MAV) lub wartość średniokwadratową (*root mean square*, RMS). Badania dowodzą, że stosunek sygnału do szumu (*signal to noise ration*, SNR) dla parametru RMS jest wyższy niż dla MAV (Oskoe i Hu 2007).

Parametry częstotliwościowe. Analiza spektralna wiąże się głównie z obliczeniem gęstości widmowej mocy lub gęstości widmowej energii. Dziedzina częstotliwościowa sygnału ma charakter globalny i często wiąże się z użyciem przekształcenia Fouriera (FT) surowego sygnału lub jego funkcją autokorelacji (dla gęstości widmowej mocy). Na ich podstawie oblicza się parametry sygnału, do których należy średnia częstotliwość widma (*mean frequency*, MNF), medianowa częstotliwość widma (*median frequency*, MDF) lub współczynniki modelu autoregresyjnego. W praktyce najczęściej używane są parametry MNF i MDF (Rodríguez-Tapia i in. 2020).

Parametry czasowo-częstotliwościowe. Dostarczają informacji o zmianie spektrum sygnału w czasie. Do analizy używa się krótkoczasowej transformacji Fouriera (*short-time Fourier transform*, STFT), która polega na obliczaniu szybkiej transformaty Fouriera w stałych, krótkich odcinkach czasowych sygnału. W takim przypadku stosuje się odpowiednie okna czasowe, które mogą na siebie zachodzić (Chowdhury i in. 2013).

2. Wykorzystanie EMG w szacowaniu siły mięśniowej

Sygnał EMG niesie wiele informacji związanych z siłą generowaną przez dany mięsień, które manifestują się w amplitudzie oraz w widmie sygnału. Im więcej jednostek motorycznych aktywowanych jest jednocześnie, tym sumaryczna aktywność elektryczna jest większa.

Zależność pomiędzy sygnałem EMG a siłą mięśniową zależy od proporcji między rekrutacją jednostek motorycznych a częstotliwością ich aktywacji. Według Lawrence'a i De Luki (1983) oraz Merlettiego i Parkera (2004) zależność pomiędzy siłą a sygnałem EMG jest zbliżona do liniowej w mięśniach, w których siła zależy głównie od rekrutacji jednostek motorycznych. W przypadku gdy proces generowania siły związany jest z częstotliwością aktywacji w zależności pomiędzy siłą a EMG pojawiają się nieliniowości. Dodatkowo na liniowy charakter mają wpływ takie czynniki, jak mięśniowy *cross-talk*, wydłużenie mięśnia lub pozycja kończyny (Lawrence i De Luca 1983). Ponadto stany dynamiczne rejestrowane podczas rozpoczęcia i zakończenia skurczu również wpływają na charakter omawianej zależności (Lawrence i De Luca 1983). Specjalne założenia muszą zostać przyjęte ze względu na dynamikę badanego problemu. Na przykład w przypadku mięśni przedramienia kurczących się izometrycznie oraz izotonicznie, dla zakresu sił nieprzekraczających 50% MVC, model liniowy jest wystarczający, natomiast w odniesieniu do nieizotonicznego skurczu mięśnia dwugłowego ramienia powinien zostać zastosowany model nieliniowy (Zwarts i Stegeman 2003).

Na dokładność szacowania zależności siła – sygnał EMG wpływają zarówno czynniki fizjologiczne, jak i techniczne. Do czynników fizjologicznych należy struktura anatomiczna danej osoby, nachylenie włókien mięśniowych oraz szybkość przewodzenia wewnątrz jednostek motorycznych. Czynniki techniczne to odległość pomiędzy elektrodami (*inter-electrode distance*, IED) oraz konfiguracja elektrod.

Koncepcja użycia algorytmu szacowania siły w sterowaniu urządzeniem do rehabilitacji kończyny górnej w stawie łokciowym ma zastosowanie zarówno w diagnostyce patologii mięśniowej, jak i bezpośrednio w terapii.

W diagnostyce elektryczna aktywność mięśniowa dostarcza informacji dotyczących patologii centralnego układu nerwowego (*central nervous system*, CNS). Dzieje się tak, ponieważ najczęściej objawy mają charakter motoryczny. Zaburzenia przewodzenia w CNS często mają charakter paretyczny (pojawia się osłabienie mięśniowe) lub nawet paralityczny (brak jakichkolwiek reakcji motorycznych). Często pojawiają się zaburzenia w obrębie rdzenia kręgowego objawiające się wzmocnieniem reakcji odruchowych lub tonusu mięśniowego, co jest równoznaczne ze spastycznością. Mogą to być na przykład ataki epilepsji, tiki nerwowe, telepanie, sztywność czy dystonia. Powyższe stany mogą być diagnozowane za pomocą badania EMG.

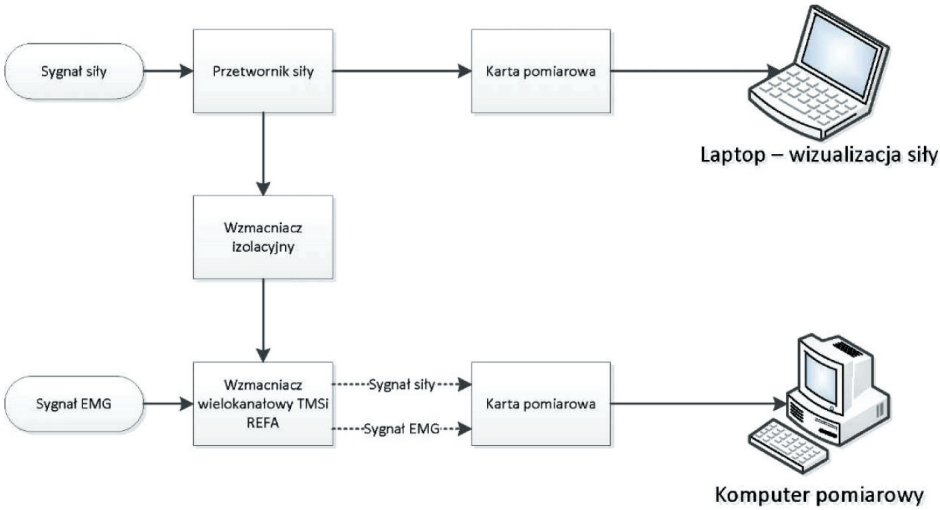
Z terapeutycznego punktu widzenia sygnał EMG może stanowić zwrotne źródło informacji o postępie ćwiczeń, jakości ich wykonywania lub różnicach w działaniu mięśni symetrycznych (Merletti i Parker 2004). Kolejną możliwością jest bezpośrednie wykorzystanie sygnału EMG jako sygnału sterującego urządzeniem rehabilitacyjnym.

Koncepcja sterowania opiera się na wykorzystaniu zależności siły mięśniowej od sygnału EMG w zadaniach, w których potrzebne jest oszacowanie siły. Do takich zadań zaliczają się ćwiczenia oporowe i ćwiczenia wspomagające. W ćwiczeniach oporowych pacjent ma wykonać ruch przeciwdziałający oporowi stawianemu przez terapeutę lub maszynę terapeutyczną. Znajomość siły generowanej przez dany mięsień pozwala na ustalenie progów siły, które dany pacjent powinien przekroczyć. Progi te mogą zostać dostosowane indywidualnie do pacjentów. Ćwiczenia wspomagające mają na celu ułatwienie pacjentowi wykonywania danego ruchu. W tym przypadku znajomość aktualnej siły mięśniowej pozwala określić, jakiej wartości siły brakuje pacjentowi, aby wykonać dane ćwiczenie. W obu przypadkach niezbędna jest znajomość aktualnie generowanej siły mięśniowej.

3. Opis stanowiska pomiarowego i przebieg badania

Na potrzeby badania zależności pomiędzy siłą skurczu mięśni ramienia a sygnałem EMG przygotowano stanowisko pomiarowe. Jego konstrukcję stanowiły krzesło i rama metalowa, na której znajdowały się elementy podporowe unieruchamiające

kończynę górną w trzech punktach: w barku, łokciu oraz nadgarstku. Dodatkowo stanowisko wyposażone było w tor pomiarowy składający się z następujących części: wielokanałowego wzmacniacza (model TMSi REFA) do pozyskiwania sygnału EMG oraz sygnału siły, wzmacniacza izolacyjnego, dwóch kart pomiarowych, sensora siły, komputera PC z odpowiednim oprogramowaniem do akwizycji danych oraz laptopa do wizualizacji siły w czasie rzeczywistym. Schemat połączenia toru pomiarowego przedstawiono na rysunku 1 (Moszkowski i Piętka 2012).



Rys. 1. Schemat toru pomiarowego stanowiska

Sygnał EMG pozyskiwany jest w postaci dwóch kanałów bipolarnych (cztery monopolarne) z powierzchni mięśni. Równocześnie badany jest nacisk wywierany na sensor siły. Sygnał z przetwornika wraz z sygnałem EMG przekazywany jest do wzmacniacza wielokanałowego TMSi REFA. Następnie za pośrednictwem kabla światłowodowego oba sygnały przekazane są do karty pomiarowej w komputerze pomiarowym. Dodatkowo sygnał siły przekazywany jest do komputera, aby umożliwić osobom badanym śledzenie zmian siły w czasie rzeczywistym. Sygnał EMG oraz sygnał siły były pozyskiwane z częstotliwością próbkowania 2048 Hz.

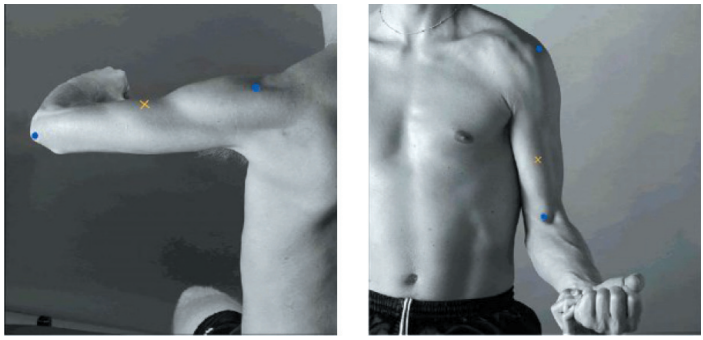
Badanie przeprowadzono na dziesięciu osobach – pięciu płci męskiej i pięciu płci żeńskiej w wieku od 16 do 53 lat.

W pierwszej kolejności zebrano dane antropometryczne, które pozwoliły na obliczenie momentu siły wywieranego przez mięśnie ramienia na przedramię, umiejscowienie elektrod oraz ustalenie położenia sensora siły. Następnie wyznaczono pięć punktów, w których umieszczono elektrody: dwa na bicepsie, dwa na tricepsie dwa palce w kierunku bocznym i jeden na wyrostku łokciowym. Następnie umieszczono po

parze elektrod aktywnych na powierzchni bicepsu i tricepsu, zorientowanych zgodnie z kierunkiem przebiegu włókien mięśniowych. Elektrodę odniesienia umieszczono na powierzchni wyrostka łokciowego.

Rysunek 2 przedstawia umieszczenie elektrod na obu mięśniach. Elektrody umiejscowiono zgodnie z zaleceniami projektu SENIAM (Hermens i in. 1999). Elektrody na mięśniu trójgłowym (rys. 2a) zostały umieszczone nad głową boczną mięśnia, a elektrody na mięśniu dwugłowym (rys. 2b) zostały umieszczone w połowie pomiędzy dwiema głowami mięśnia.

a) b)

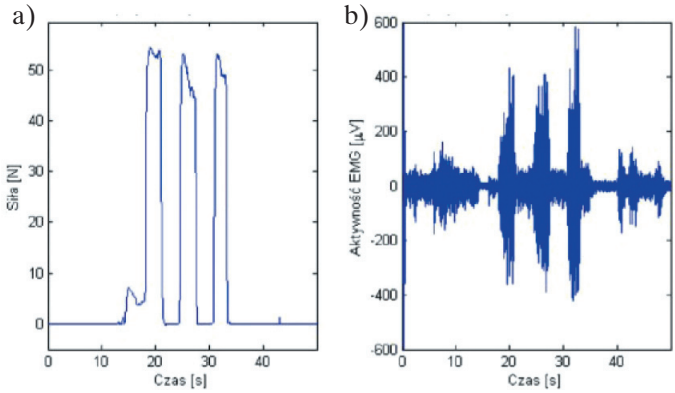


Rys. 2. Umiejscowienie elektrod według zaleceń projektu SENIAM

Wysokość sensora siły ustalana była w taki sposób, aby zapewnić odchylenie ramienia od przedramienia o kąt około 90°, 65° i 40°. Elektryczną aktywność oraz siłę mięśniową bicepsu i tricepsu rejestrowano podczas wyprostu i zginania przedramienia w łokciu w trzech pozycjach przedramienia. Pozycje odpowiadają jednemu z trzech kątów zgięcia ręki w łokciu (ok. 90°, 65° i 40°). W każdym przypadku wymuszony był skurcz izometryczny. Badania składały się z cyklu następujących pomiarów: pomiaru składowej stałej sensora siły, trzykrotnego pomiaru aktywności mięśniowej podczas maksymalnego dowolnego skurczu (MVC), dwóch pomiarów siły zmieniającej się zgodnie z wyznaczonym profilem (rampą) od 0% do 60% MVC.

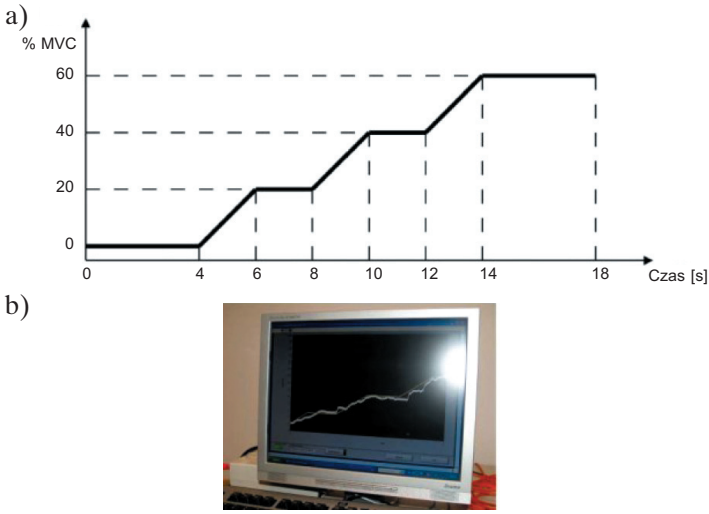
Przed ponownym pomiarem odczytywano wartość siły na nieobciążonym sensorze. Wartość ta stanowiła składową stałą wynikłą z działania przyspieszenia ziemskiego na sensor, którą odejmowano od odczytu siły.

Maksymalny dowolny skurcz (*maximal voluntary contraction*, MVC) jest to skurcz mięśnia z maksymalną siłą niewymuszoną przez zewnętrzną stymulację. Każdorazowo osoba badana miała za zadanie powtórzyć maksymalny skurcz trzykrotnie. Miało to na celu zapewnienie wygenerowania możliwie najdokładniejszej siły maksymalnej dla danej osoby. Rysunek 3 przedstawia przykładowe wyniki otrzymane podczas badania MVC.



Rys. 3. Przykładowy wykres czasowej zależności siły odczytywanej przez sensor (a) oraz aktywności mięśniowej EMG (b) podczas wykonywania badania MVC

Pod koniec cyklu każdej osobie badanej polecono działać siłą na sensor zgodnie z zadaną charakterystyką w postaci rampy (rys. 4), widoczną na ekranie (Moszkowski i Piętka 2012). Każdorazowo należało podążać za rampą dwukrotnie w jak najdokładniejszy sposób.



Rys. 4. Zadana charakterystyka siły w czasie, którą polecono osobom badanym naśladować: a) schemat badania; b) przykładowy przebieg rzeczywisty

4. Przetwarzanie i analiza danych pomiarowych

Pozyskane sygnały siły i aktywności mięśniowej EMG zostały odpowiednio przetworzone. W pierwszej kolejności obliczono różnicę między napięciami na obu elektrodach

monopolarnych, znajdujących się na powierzchni mięśnia dwugłowego i trójgłowego ramienia, otrzymując sygnał bipolarny. Następnie odfiltrowano sygnał siły i EMG, z którego wyekstrahowano parametr RMS. Sygnały siły i EMG zostały następnie znormalizowane do wartości MVC. Ostatecznie dokonano synchronizacji czasowej sygnału siły i parametru RMS sygnału EMG. W ten sposób otrzymano dane, które posłużyły do treningu modeli zależności siła – sygnał EMG oraz do ich walidacji.

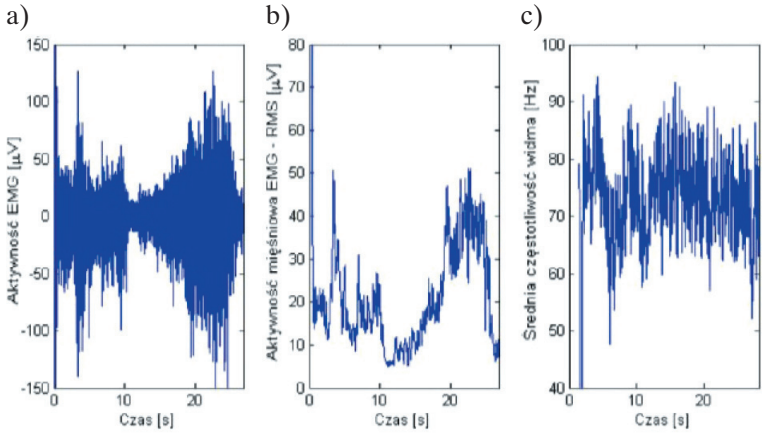
Surowy, monopolarny sygnał EMG jest podatny na artefakty wynikające z równocześnie zachodzących zjawisk elektrofizjologicznych, innych niż EMG, np. aktywności elektrycznej serca. Dodatkowo obszar przewodzenia pomiędzy elektrodą odniesienia a miejscem umieszczenia elektrod (na bicepsie i tricepsie) jest bardzo duży i obejmuje znaczną ilość różnorodnych tkanek. Aby poradzić sobie z powyższymi problemami, wyznaczono sygnał bipolarny będący różnicą pomiędzy wartościami napięć na dwóch elektrodach znajdujących się na brzuścu tego samego mięśnia. W celu minimalizacji wpływu zakłóceń takich jak artefakty związane z ruchem kończyn sygnał EMG poddano filtracji pasmowoprzepustowej w paśmie między 15 Hz a 350 Hz filtrem Butterwortha czwartego rzędu. Sygnał siły został przefiltrowany filtrem dolnoprzepustowym z częstotliwością odcięcia 50 Hz, aby zminimalizować wpływ zakłóceń z sieci energetycznej.

Z sygnału EMG wyekstrahowano parametr RMS oraz średnią częstotliwość widmową (MDF). W obu przypadkach użyto okien prostokątnych o długości 125 ms zachodzących na siebie w 75%. Umożliwiło to analizę skurczu o najwyższej częstotliwości (4 Hz), co na potrzeby badania było wystarczające. Wstępna jakościowa analiza parametrów sygnału wykazała, że MDF miało wyraźnie niższy stosunek sygnału do szumu niż RMS. Widoczne jest to na rysunku 5, który przedstawia zestawienie parametrów zależnych od czasu, wyliczonych na podstawie przefiltrowanego sygnału EMG: przefiltrowanej aktywności mięśniowej (rys. 5a), parametru RMS (rys. 5b) oraz średniej częstotliwości widmowej (rys. 5c). W związku z powyższym w dalszych rozważaniach wzięto pod uwagę tylko parametr RMS.

Aby ustandaryzować wartości siły oraz wartości parametru RMS w poszczególnych badaniach różnych osób, dokonano normalizacji MVC sygnałów. Normalizacja ta pozwala na określenie zakresu wartości siły i RMS w zależności od siły maksymalnej. W tym celu użyto wartości maksymalnych i minimalnych siły oraz RMS pozyskanych z badań maksymalnego dowolnego skurczu (MVC). Wartości te zostały zastosowane do obróbki danych z sygnałów wykorzystanych w treningu oraz walidacji modeli.

Po normalizacji dokonano wyrównania sygnału siły z sygnałem EMG w czasie. Na przesunięcie sygnałów względem siebie miały wpływ dwa czynniki: podczas ekstrakcji parametrów sygnału EMG użyto okien o charakterze przyczynowym, które wprowadzają opóźnienie; sygnał EMG z natury wyprzedza jakiekolwiek efekty mechaniczne zachodzące w mięśniu (zjawisko to nazywa się opóźnieniem elektromechanicznym).

Aby skompensować powyższe opóźnienia, obliczono odchylenie sygnału siły od sygnału EMG, wyznaczając ich funkcję korelacji wzajemnej. Przesunięcie było równe odległości maksimum funkcji korelacji wzajemnej od jej środka. Ponieważ sygnał siły i sygnał EMG (RMS) miały identyczną liczbę próbek, środek funkcji korelacji był równoznaczny z miejscem, gdzie oba sygnały pokrywały się w 100%.

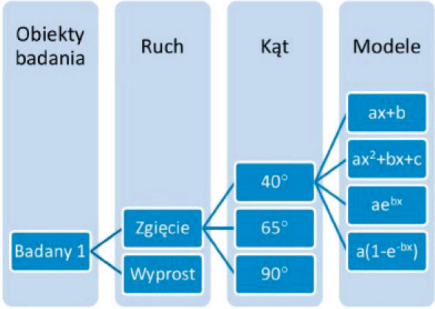


Rys. 5. Zestawienie parametrów zależnych od czasu wyliczonych na podstawie przefiltrowanego sygnału EMG: a) elektryczna aktywność mięśniowa; b) parametr RMS sygnału; c) parametr MDF sygnału

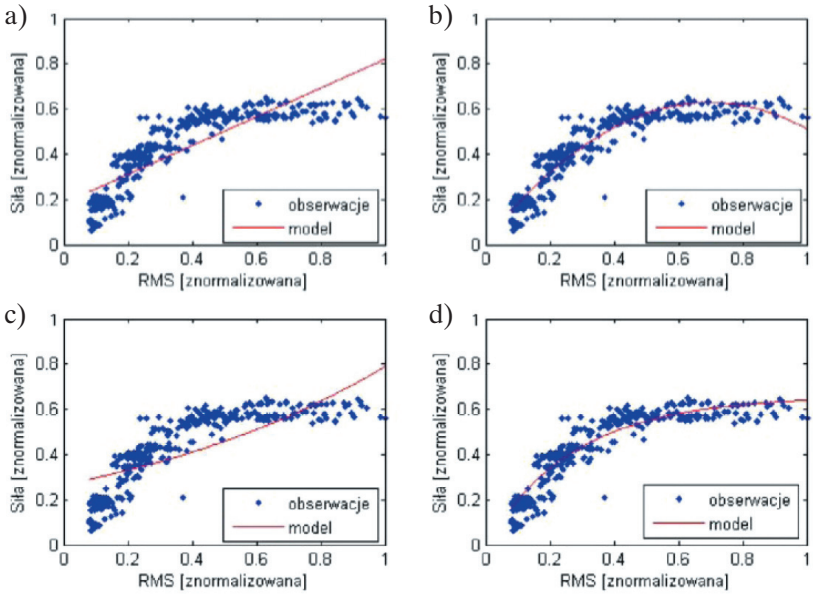
Sygnały przetworzone według powyższego schematu posłużyły do modelowania zależności pomiędzy siłą mięśniową a sygnałem EMG. W tym celu przeprowadzono analizę regresji.

Do modelowania użyto zbioru danych treningowych pozyskanych podczas badania aktywności mięśniowej przy zmiennej sile nacisku na sensor. W tym badaniu osoba miała za zadanie działać na sensor siłą rosnącą w zakresie od 0% do 60% MVC według schematu przedstawionego na rysunku 6. W efekcie otrzymano dane pomiarowe z sześciu ćwiczeń (trzy dla zgięcia i trzy dla wyprostu ramienia), odpowiadające trzem położeniom kątowym ramienia. Pozwoliło to na opracowanie 180 modeli. Dla każdego ćwiczenia wykonano osobne trzy typy modeli: model liniowy, trójmianowy oraz eksponencjalnego nasycenia. Podział modeli zobrazowano na rysunku 6. Na rysunku 7 przedstawiono przykłady otrzymanych modeli (Moszkowski i Piętka 2012).

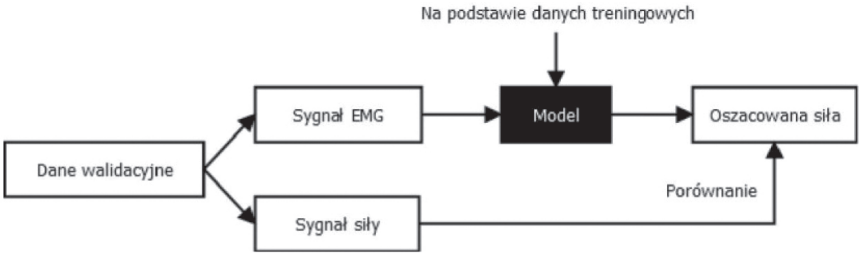
Po otrzymaniu modeli dokonano ich walidacji za pomocą danych otrzymanych z drugiego badania rampy. Na wejście obliczonych modeli podano wartość RMS sygnału EMG z danych walidacyjnych. W ten sposób otrzymano wartość przewidywaną siły, którą następnie porównano z danymi obserwowanymi. I w tym przypadku miarą dokładności odwzorowania był błąd RMSE. Na rysunku 8 przedstawiono schemat walidacji modeli.



Rys. 6. Hierarchiczny schemat tworzenia modeli. Modele można podzielić ze względu na osobę badaną, wykonywany ruch, kąt zgięcia przedramienia oraz typ modelu

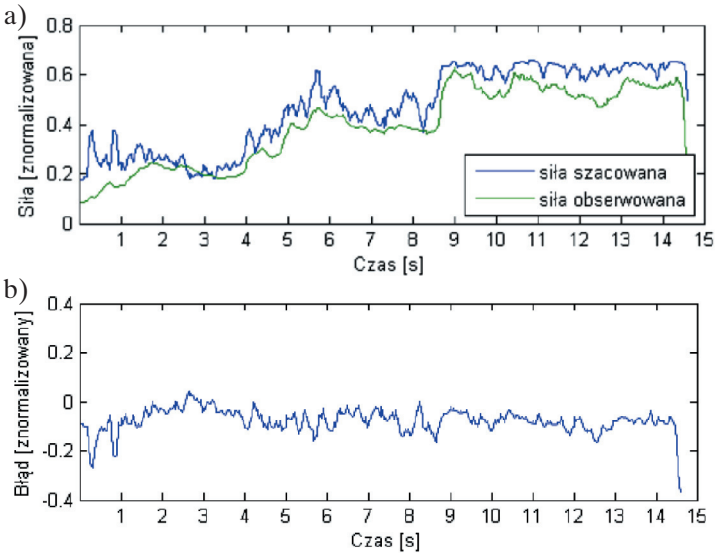


Rys. 7. Przykład wygenerowanych modeli zależności znormalizowanej aktywności mięśniowej od znormalizowanej siły mięśniowej: a) model liniowy; b) model trójmianu kwadratowego; c) model eksponencjalny; d) model nasycania eksponencjalnego. Przykład (c) został przedstawiony ze względów poglądowych



Rys. 8. Schemat przeprowadzania procesu walidacji

W efekcie otrzymano zbiór 180 wartości RMSE określających dokładność działania modeli na danych nieskorelowanych z danymi treningowymi. Rysunek 9 przedstawia przykładowy otrzymany przebieg przewidywanej siły porównany z danymi obserwacyjnymi.



Rys. 9. Przykładowe zestawienie siły pozyskanej i siły oszacowanej na podstawie modelu (a) oraz błąd oszacowania będący różnicą pomiędzy wielkością obserwowaną a oszacowaną (b). W tym przypadku użyty został model nasycania eksponencjalnego

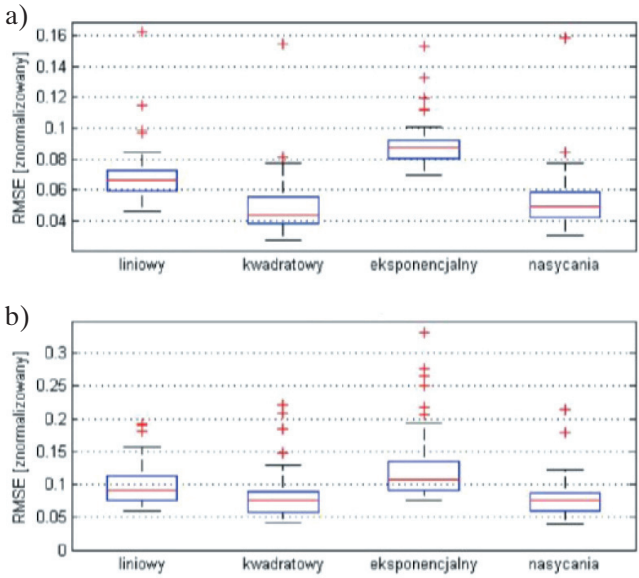
5. Opracowanie otrzymanych wyników

Poniżej przedstawiono wyniki modelowania oraz walidacji zależności pomiędzy EMG a siłą mięśniową. Miarą powszechnie używaną jest błąd średniokwadratowy (*root mean square error*, RMSE), który w kontekście modelowania oznacza jakość dopasowania modelu do danych treningowych, a w odniesieniu do walidacji oznacza poprawność modeli w działaniu na danych wejściowych innych niż treningowe. Im wartość błędu RMSE jest mniejsza, tym model dokładniej odwzorowuje zależność pomiędzy siłą a sygnałem EMG. Wyniki rozpatrzono równolegle dla treningu i walidacji.

Rysunek 10 przedstawia rozkład wartości RMSE podzielonych ze względu na typ modeli. Zakres wartości błędu dopasowania modeli (na podstawie danych treningowych) waha się pomiędzy 0,02 a 0,18. W procesie walidacji zakres ten waha się pomiędzy 0,03 a 0,38. Najniższą wartością błędu odznaczają się modele kwadratowy i nasycania eksponencjalnego, a najwyższą – model eksponencjalny. Analiza statystyczna ANOVA wykazała, że różnica pomiędzy modelem kwadratowym a eksponencjalnym

jest nieznaczna. Na rysunku 10 widoczna jest również duża liczba elementów odstających we wszystkich typach modeli. Kolejne etapy analizy modeli odbyły się z wykorzystaniem modelu kwadratowego i modelu nasycania eksponencjalnego.

Dokładność procesu treningowego jest widocznie większa (niższe wartości RMSE) niż dokładność walidacji. Ponadto widoczne są różnice pomiędzy modelami.



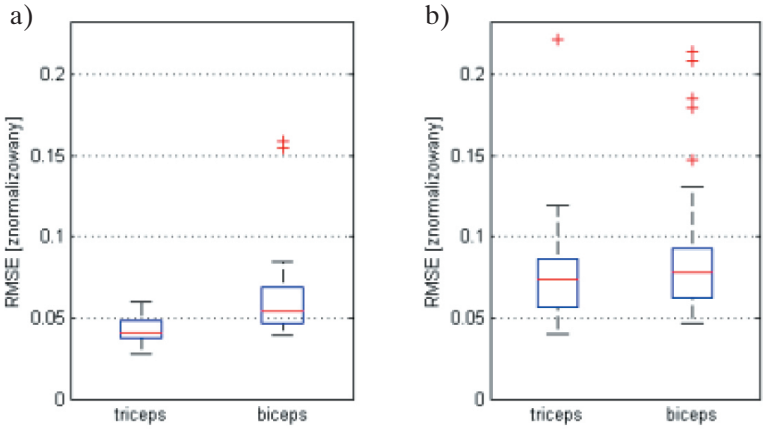
Rys. 10. Zestawienie wartości błędów RMSE dla wszystkich modeli w procesie modelowania (a) i walidacji (b)

Na rysunku 11 widoczny jest rozkład błędów RMSE z podziałem na mięśnie, które są opisywane. W przypadku bicepsu widoczne są liczne elementy odstające w procesie modelowania i walidacji. Analiza statystyczna wykazała, że średnio triceps ma niższe wartości błędu RMSE od bicepsu. Triceps odznacza się mniejszą ilością elementów odstających od bicepsu. W obu przypadkach triceps odznacza się mniejszymi wartościami RMSE niż biceps.

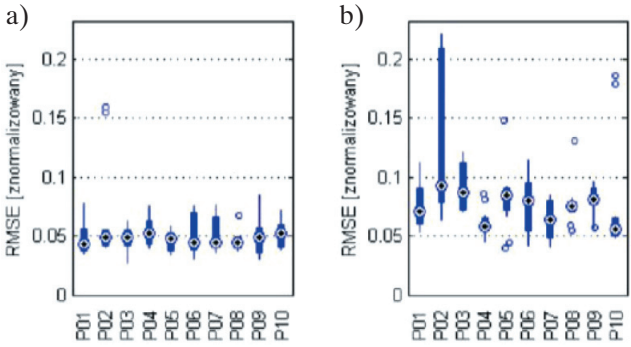
Przeanalizowano rozkład błędów RMSE również w obrębie każdego z mięśni. W przypadku bicepsu dla kąta zgięcia 40° pojawia się znaczna ilość elementów odstających oraz rozkład błędów jest wyżej położony niż dla pozostałych wartości kątowych. W przypadku tricepsu różnice te są już nieznaczne. Jedynym wyjątkiem jest element odstający dla kąta 90° w walidacji. Największa ilość elementów odstających również jest charakterystyczna dla kąta zgięcia 40°. W tym przypadku poza jednym elementem odstającym dla kąta 90° różnice w dokładności modelowania były nieznaczne.

Po przeanalizowaniu typów modeli, modelowanych mięśni i modelowanych kątów zgięcia przyglądnięto się danym poszczególnych badanych przy założeniu dwóch modeli

o najniższych RMSE – kwadratowego i nasycania eksponencjalnego. Wyniki zebrane zostały na rysunku 12. W przypadku danych treningowych rozkład jest bardziej równomierny niż w walidacji. W walidacji występuje również znaczna ilość elementów odstających. Szczególnie widoczne jest to w przypadku badanych nr 2 i 10. Rozkład przedstawiony na rysunku 12 dotyczy modelu kwadratowego i nasycania eksponencjalnego. W wynikach walidacji (rys. 12b) widoczny jest większy rozrzut wartości niż w danych treningowych (rys. 12a). Ponadto ilość elementów odstających jest wyraźnie większa.



Rys. 11. Rozkład błędów RMSE dla modeli bicepsu i tricepsu: a) model; b) walidacja

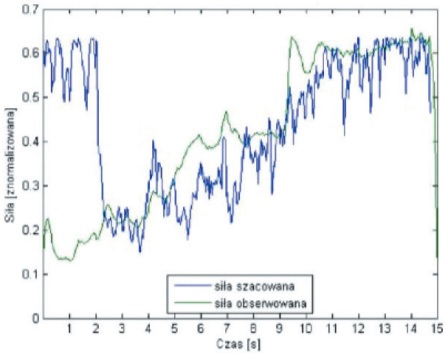


Rys. 12. Rozkład wartości RMSE z podziałem na osoby badane: a) trening; b) walidacja

Aby wyjaśnić, dlaczego wartości błędu RMSE sięgają 0,3 (30% MVC), należy zwrócić uwagę na sposób przeprowadzenia badań. Pomimo dołożenia wszelkich starań mogły zostać popełnione błędy podczas przygotowań osób badanych przed pomiarami. W efekcie mogło dojść do niedokładności w pomiarze sygnału EMG i sygnału siły.

W niektórych przypadkach dochodziło do przesuwania się elektrod podczas forsownych ruchów ręki lub do styku elektrod na mięśniu dwugłowym z przednią częścią

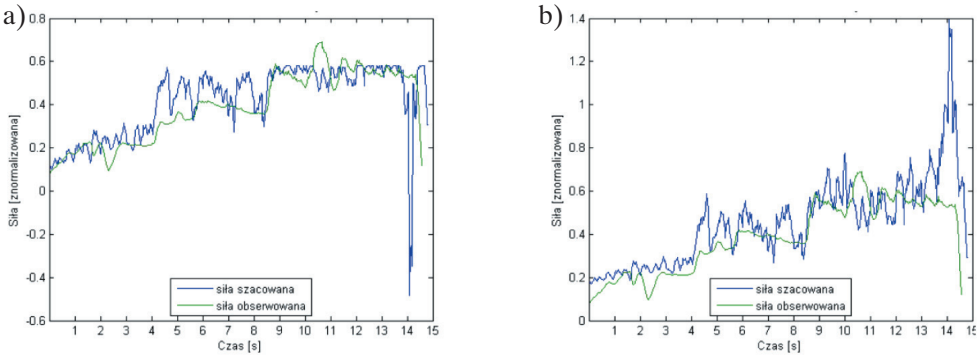
przedramienia. W efekcie pojawiały się artefakty siły szacowanej, szczególnie widoczne na rysunku 13 w pierwszych dwóch sekundach badania.



Rys. 13. Porównanie siły szacowanej z obserwowaną w przypadku zginania przedramienia w pozycji 40

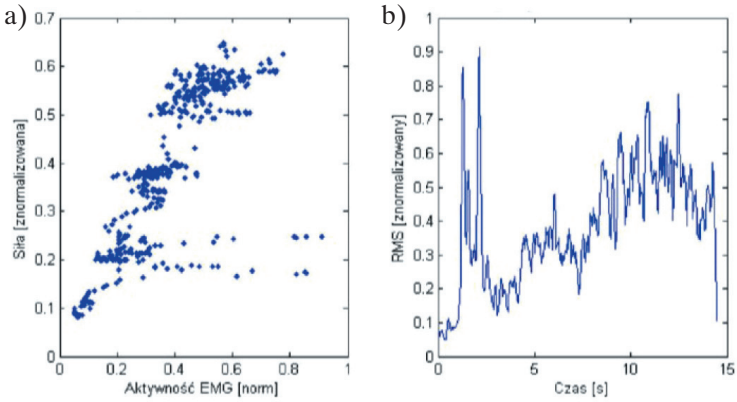
Kąt nachylenia przedramienia był szacowany na podstawie pomiarów długości kości łokciowej oraz wymiarów stanowiska. Ponadto, pomimo unieruchomienia ramienia w pozycji pionowej, podczas forsownych skurczów mogło dochodzić do jego przemieszczania się. Z oczywistych względów należy założyć niedokładność związaną z przyrządami pomiarowymi. W związku z tym wartości kątów mają charakter poglądowy. Przez to widoczne różnice w modelowaniu poszczególnych położeń kątowych mogły zostać zatarte. W pierwszych dwóch sekundach widoczny jest artefakt siły szacowanej (rys. 13), który przyczynia się do podwyższenia błędu RMSE.

W wielu przypadkach pojawiały się wartości RMSE, które były wyjątkowo wysokie. Ich obecność nie była losowa. Często zależała od procedury modelowania, jak w przypadku badanych o numerach 2, 6 i 9. Wysokie wartości RMSE były związane z wprowadzeniem danych wejściowych przekraczających zakres danych modelu. Jest to szczególnie widoczne w przypadku modelu liniowego i kwadratowego. W momencie gdy pojawią się wartości dużo większe od przyjętego zakresu dla funkcji kwadratowej o ujemnym zboczu, szacowana siła może przyjąć wartości ujemne. W przypadku modelu liniowego szacowana siła wykracza poza zakres maksymalnej siły. Nagłe skoki wartości RMS związane są z charakterem sygnału EMG. Gdy dochodzi do nagłej synchronizacji wielu jednostek motorycznych (np. podczas szarpnięcia ręką), sumaryczna aktywność mięśniowa gwałtownie rośnie, co odbija się na wartości parametru RMS. Pomimo tego wzrostu nie dochodzi do gwałtownego zwiększenia wartości siły. Na rysunku 14 widoczna jest nagła zmiana oszacowanej wartości siły (14. sekunda), która jest efektem pojawienia się piku RMS o wysokiej wartości. W przypadku modelu kwadratowego (rys. 14a) objawia się to spadkiem do wartości ujemnych, a w przypadku modelu liniowego (rys. 14b) – przekroczeniem granicy maksymalnej siły.



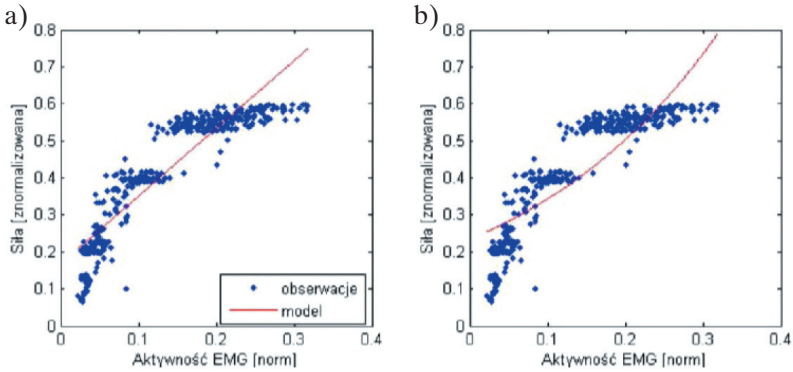
Rys. 14. Przykład przekroczenia zakresu modelu przez dane wejściowe:
a) model kwadratowy; b) model liniowy

Powyższemu problemowi można było zapobiec przez przyjęcie odpowiednich wartości granicznych parametrów modelu tak, aby modele były niewrażliwe na przekroczenie zakresu. W momencie gdy taka sytuacja zdarzała się w danych treningowych, dochodziło do rozmycia charakterystyki (rys. 15).



Rys. 15. Artefakty w danych treningowych: a) zależność siła – sygnał EMG;
b) aktywność RMS w czasie. Wystąpienia nagłej synchronizacji jednostek motorycznych (artefakt w postaci piku) w danych treningowych aktywności mięśniowej (b) objawiało się rozmyciem charakterystyki siła – sygnał EMG (a)

Ponadto wybór właściwego modelu nie jest bez znaczenia. Najlepszymi okazały się modele: kwadratowy i nasycania eksponencjalnego. Zależność miała charakter wysycający się. W momencie wyboru krzywej o zupełnie innym charakterze dochodziło do błędów niedopasowania modelu. Szczególnie jest to widoczne na rysunku 16, gdzie zilustrowano porównanie dopasowania modelu liniowego (rys. 16a) i kwadratowego (rys. 16b) do danych pomiarowych. Widać, że obie dopasowane krzywe mają charakter inny niż dane pomiarowe.



Rys. 16. Porównanie dopasowania modelu liniowego (a) i kwadratowego (b) do danych pomiarowych

Przeprowadzono badanie zależności pomiędzy elektryczną aktywnością mięśniową a siłą generowaną przez mięsień dwugłowy i trójgłowy przedramienia. Zależności analizowano pod kątem użyteczności w sterowaniu urządzeniem do rehabilitacji kończyny górnej. Przetestowano cztery rodzaje modeli, opierając się na zależności pomiędzy parametrem RMS a siłą mięśniową.

Otrzymana zależność w przypadku mięśnia dwugłowego i trójgłowego miała charakter nieliniowy. Proces walidacji wykazał, że najdokładniejsze modele odznaczały się błędem średniokwadratowym odpowiadającym poniżej 15% wartości maksymalnego skurczu dowolnego. Zastosowana metoda wykazała różnice w dokładności odwzorowania w modelu bicepsu i tricepsu – triceps wykazywał niższą wartość RMSE niż biceps. Nie wykazano znaczących różnic w dokładności działania modelu w zależności od położenia kątowego dla tricepsu. W przypadku bicepsu znacznie mniej dokładne były modele obrazujące kąt zgięcia 40°. Ponieważ w tej pozycji często dochodziło do styku elektrod z powierzchnią przedramienia, wnioskuje się, że odpowiednie ułożenie elektrod i odseparowanie ich od innych struktur anatomicznych niż badane ma duży wpływ na jakość działania algorytmu. Aby dokładniej zbadać, czy występuje zróżnicowanie dokładności działania modeli w zależności od położeń kątowych, należy dokonać dodatkowej analizy parametrów modeli. Na tej podstawie będzie można stwierdzić, czy wydłużenie mięśni ma duże znaczenie w modelowaniu zależności, oczywiście w kontekście użycia algorytmu w sterowaniu urządzeniem rehabilitacyjnym. Ponadto widoczne są różnice w dokładności, które mogą mieć związek z cechami osobniczymi badanych.

6. Podsumowanie

Celem współczesnej inżynierii rehabilitacyjnej jest projektowanie i wdrażanie do użytkowania sprzętu medycznego, który wspomaga pracę specjalisty rehabilitanta

w procesie terapeutycznym. Przedstawiona koncepcja ma za zadanie sprostać powyższemu celowi.

Na potrzeby stworzenia algorytmu sterowania siłą za pomocą elektrycznej aktywności mięśniowej przeprowadzono badanie zależności pomiędzy siłą skurczu mięśni ramienia a elektryczną aktywnością mięśniową. Stworzono szereg modeli metodą najmniejszych kwadratów. Przetestowano trzy modele, z których dwa – model kwadratowy i model nasycania eksponencjalnego – okazały się najbardziej dokładne (błąd RMSE poniżej 15% zakresu). Otrzymana zależność dla mięśnia dwugłowego i trójgłowego miała charakter nieliniowy. Dokładność walidacji była większa w przypadku mięśnia trójgłowego ramienia. Z badań wynika, że dokładność testowanych modeli nie zależy w sposób znaczny od kąta zgięcia w łokciu. Dlatego też docelowym efektem prac ma być zaprojektowanie gotowego, w pełni funkcjonalnego urządzenia.

Literatura

Bigland B., Lippold O.C.J., 1954, *The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles*, The Journal of Physiology, vol. 123(1), s. 214–224. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1954.sp005044.

Chowdhury R.H, Reaz M.B., Ali M.A., Bakar A.A., Chellappan K., Chang T.G., 2013, *Surface electromyography signal processing and classification techniques*, Sensors, vol. 13(9), s. 12431–12466. https://doi.org/10.3390/s130912431.

De Luca C. 2006; *Electromyography*, [w:] *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, John Wiley & Sons, Hoboken, s. 98–109. https://doi.org/10.1002/0471732877.emd097.

Hermens H., Freriks B., Merletti R., Stegeman D., Blok J., Rau G., Disselhorst-Klug C., Hägg G., 1999, *European Recommendations for Surface Electromyography: Results of the SENIAM Project*, Roessingh Research and Development, Enschede, Netherlands.

Lawrence J.H., De Luca C.J., 1983, *Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles*, Journal of Applied Physiology Respiratory Environmental and Exercise Physiology, vol. 54(6), s. 1653–1659. https://doi.org/10.1152/jappl.1983.54.6.1653.

Merletti R., Parker P. (eds.), 2004, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*, IEEE Press Series on Biomedical Engineering, vol. 11, John Wiley & Sons, Hoboken, New Jersey.

Milner-Brown H.S., Stein R.B., 1975, *The relation between surface electromyogram and muscular force*, The Journal of Physiology, vol. 246(3), s. 549–569. https://doi.org/10.1113/jphysiol.1975.sp010904.

Moritani T., Muro M., 1987, *Motor unit-activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction*, European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, vol. 56(3), s. 260–265. https://doi.org/10.1007/bf00690890.

Moszkowski T., Piętka P., 2012, *Opracowanie systemu sterowania urządzeniem wspomagającym rehabilitację ruchową*, Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków [praca magisterska].

Oskoei M.A., Hu H., 2007, *Myoelectric control systems – A survey*, Biomedical Signal Processing and Control, vol. 2(4), s. 275–294. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2007.07.009.

Rodríguez-Tapia B., Soto I., Martínez D.M, Arballo N.C., 2020, *Myoelectric interfaces and related applications: current state of EMG signal processing – a systematic review*, IEEE Access, vol. 8, s. 7792–7805. https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2963881.

Zwarts M.J., Stegeman D.F., 2003, *Multichannel surface EMG: Basic aspects and clinical utility*, Muscle Nerve, vol. 28(1), s. 1–17. https://doi.org/10.1002/mus.10358.