

OKREŚLANIE SIŁ MIĘŚNIOWYCH PODCZAS CHODU NA PODSTAWIE SYGNAŁÓW sEMG

Eugeniusz Świtoński^{1a}, Agnieszka Głowacka^{1b}

¹Katedra Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, Politechnika Śląska

^aeugeniusz.switonski@polsl.pl, ^bagnieszka.glowacka@polsl.pl

Streszczenie

Praca zawiera opis metodyki wyznaczania sił mięśniowych na podstawie zarejestrowanych potencjałów czynnościowych mięśni kończyn dolnych podczas chodu dla zdrowej dorosłej osoby. Badania w ramach niniejszej pracy zostały przeprowadzone z wykorzystaniem zestawu do elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG.

Słowa kluczowe: chód, elektromiografia powierzchniowa, siły mięśniowe, mięśnie kończyny dolnej

DETERMINATION OF MUSCLE FORCES DURING GAIT BASED ON THE sEMG SIGNALS

Summary

The paper contains a description of the methodology for determination of muscle forces on the basis of recorded action potentials of lower limb muscles during gait for a healthy adult. The research in this study were conducted using BTS Pocket EMG surface electromyography system.

Keywords: gait, surface electromyography, muscle forces, lower limb muscles

1. WSTĘP

Mięśnie stanowią bardzo ważny element w narzędziu ruchu człowieka, gdyż umożliwiają poruszanie się poszczególnych części ciała. Wiedza na temat sił generowanych przez mięśnie stanowi cenną informację diagnostyczną dla lekarzy, czy fizjoterapeutów. Niestety nie ma możliwości bezpośredniego pomiaru sił mięśniowych, dlatego w ostatnich latach pojawiło się wiele prac badawczych dotyczących określania sił mięśniowych, bądź to przy wykorzystaniu metod optymalizacji [5,6], bądź też na podstawie sygnałów elektromiograficznych EMG [1,2,3,4]. Celem pracy jest określenie sił mięśniowych kończyn dolnych dla dorosłej zdrowej osoby podczas chodu na podstawie badania potencjałów czynnościowych mięśni metodą elektromiografii powierzchniowej sEMG.

2. METODYKA BADAŃ

2.1 BADANIA POTENCJAŁÓW CZYNNOSCIOWYCH MIĘŚNI

W badaniach wzięła udział jedna osoba dorosła – mężczyzna w wieku 31 lat (wzrost 184 cm, masa 89 kg). Metodyka badań została przedstawiona zgodnie z metodyką projektu SENIAM. Badania chodu zostały przeprowadzone z wykorzystaniem zintegrowanego systemu do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart, w którego skład wchodzi zestaw do elektromiografii powierzchniowej. Do zarejestrowania potencjałów czynnościowych mięśni kończyn dolnych podczas chodu wykorzystano 16-kanałowy zestaw do elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG. Sygnał sEMG był rejestrowany dla 16 mięśni, po osiem dla każdej kończyny. Oklejono następujące mięśnie: piszczelowy przedni, brzuchaty łydki głowa boczna i przyśrodkowa, prosty uda, obszerne boczne i przyśrodkowe, dwugłowe uda oraz pośladowy wielki (rys. 1). Jednym z etapów przekształcania sygnału sEMG do siły mięśniowej jest normalizacja

amplitudy, dlatego też należało wykonać badanie umożliwiające tę czynność. Badanie zostało przeprowadzone z wykorzystaniem fotela do ćwiczeń oporowych z czujnikiem momentu siły i polegało na wykonaniu testu MVC (*Maximal Voluntary Contraction*), tzn. maksymalnego skurczu dowolnego w warunkach skurczu izometrycznego. Rys. 2 obrazuje pozycje, dla których zastosowano test MVC. Badanie MVC wykonano tuż przed właści-

wym badaniem chodu. Aby mieć pewność, że skurcz izometryczny był maksymalny, obserwowano generowany moment siły, rejestrowany przy użyciu fotela do ćwiczeń oporowych z czujnikiem momentu siły.

Dzięki zastosowaniu systemu do trójwymiarowej analizy ruchu możliwa była normalizacja sygnału w czasie pojedynczego cyklu chodu.



Rys. 1. Badana osoba z naklejonymi na mięśniach elektrodami



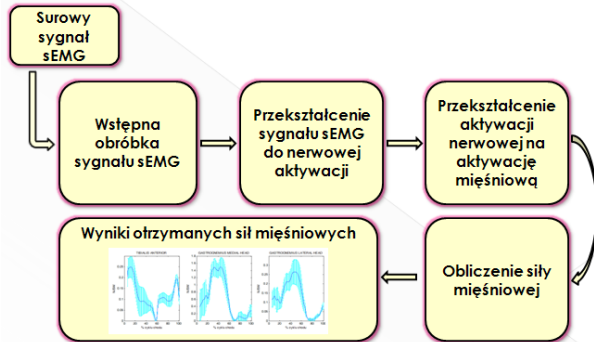
Rys. 2. Pozycje, w których wykonano test MVC na fotelu do ćwiczeń oporowych [7]

2.2 WYZNACZANIE SIŁ MIĘŚNIOWYCH

Przed przystąpieniem do wyznaczania sił mięśniowych otrzymane sygnały sEMG należało poddać odpowiedniej obróbce matematycznej. Surowy sygnał sEMG przefiltrowano przy użyciu filtra górnoprzepustowego Butterwortha z częstotliwością graniczną 30 Hz w celu

usunięcia artefaktów związanych z ruchem, następnie sygnał został wyprostowany i wygładzony, a w ostatniej kolejności przefiltrowany filtrem dolnoprzepustowym Butterwortha z częstotliwością graniczną 6 Hz. Sygnał sEMG znormalizowano do pojedynczego cyklu chodu oraz do maksymalnej siły przy skurczu izometrycznym (%MVC). Tak przygotowany sygnał zastosowano do wyznaczenia aktywacji nerwowej (tzw. proces dynamicz-

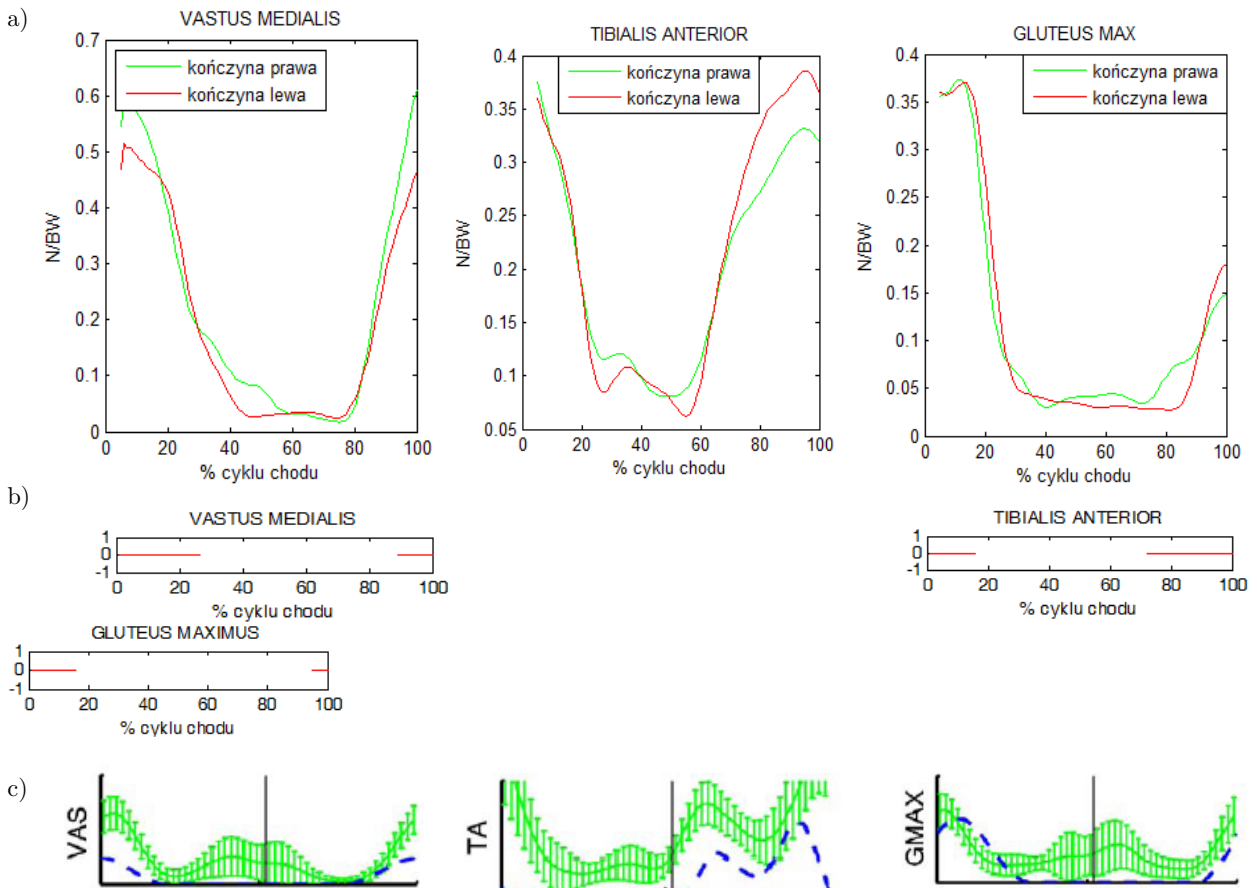
nej aktywacji); w tym celu zastosowano filtr rekursywny drugiego rzędu. Następnym krokiem było przekształcenie sygnału do aktywacji mięśniowej, a w dalszej kolejności na podstawie tak przekonwertowanego sygnału określono siły mięśniowe z wykorzystaniem modelu mięśnia typu Hilla (rys. 3) [1,2,3,4].

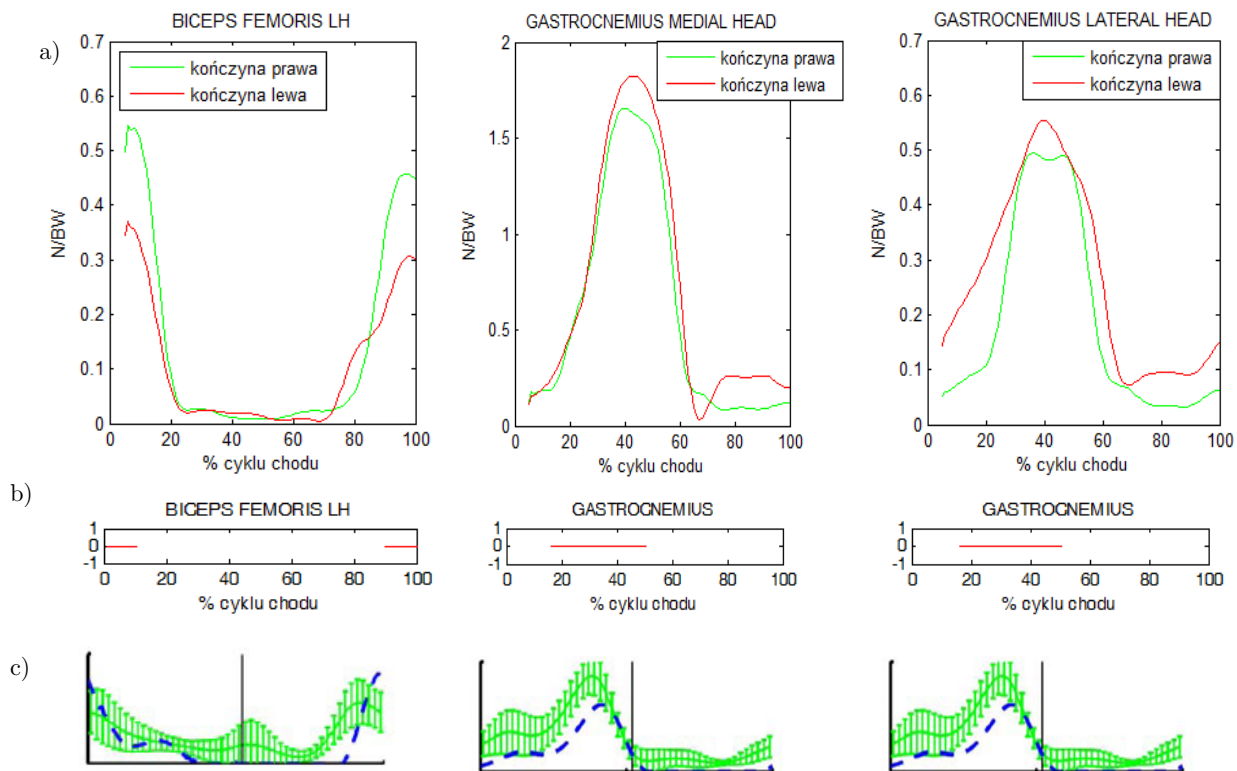


Rys. 3. Algorytm przekształcający sygnał sEMG na siłę mięśniową

3. OTRZYMANE WYNIKI

Na rys. 4a przedstawiono przykładowe wyniki otrzymanych sił mięśniowych (mięśnia obszernego przyśrodkowego, piszczelowego przedniego, pośladowego wielkiego, dwugłowego uda głowy długiej, brzuchatego łydki głowy przyśrodkowej i bocznej) obydwu kończyn. Siły mięśniowe zostały uśrednione dla kilku przejść osoby badanej i odniesione do ciężaru ciała.





Rys. 4. Porównanie otrzymanych sił mięśniowych z danymi literaturowymi, gdzie: a) siły mięśniowe wygenerowane z przekonwertowanego sygnału sEMG, b) wzorcowa aktywność mięśni podczas cyklu chodu c) wzorcowy sygnał sEMG (zielona linia) z danych literaturowych (niebieską przerywaną linią oznaczono pobudzenie mięśniowe)

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Przeprowadzone w ramach niniejszej pracy badania umożliwiły wyznaczenie wielkości sił generowanych przez mięśnie.

Przebiegi względnych wartości sił mięśniowych dla mięśnia obszernego przyśrodkowego ukazują, że mięsień ten jest najbardziej aktywny między 0% a 40% cyklu chodu, po czym siła maleje i między 40% a 80% cyklu jest bliska zeru, po czym rośnie w przedziale od 80% do 100% cyklu chodu. Maksymalna wartość siły tego mięśnia przypada między 0% a 10% cyklu chodu i w zależności od tego, czy rozpatruje się kończynę dolną prawą czy lewą, wynosi odpowiednio dla kończyny prawej ok. 0,6 ciężaru ciała, natomiast dla kończyny lewej 0,5 ciężaru ciała. Mięsień piszczelowy przedni charakteryzuje się największą aktywnością między 0% a 20% oraz 60% a 100% cyklu chodu. Wartość maksymalna siły mięśniowej tego mięśnia mieści się w granicach od 0,3 do 0,4 ciężaru ciała obydwu kończyn. Dla mięśnia pośladkowego wielkiego aktywność przypada ok. 0% a 35% oraz między 80% a 100% cyklu chodu. Maksymalna wartość siły tego mięśnia przypada między 0% a 20% cyklu chodu i wynosi ok. 0,37 ciężaru ciała. Mięsień dwugłowy uda głowa długa jest aktywny między 0% a

20% oraz 70% a 100% cyklu chodu, a maksymalna wartość siły mięśniowej kończyny prawej wynosi ok. 0,55 ciężaru ciała, natomiast kończyny lewej ok. 0,37 ciężaru ciała. Mięśnie brzuchaty łydki głowa przyśrodkowa oraz boczna cechują się największą aktywnością między 20% a 60% cyklu chodu. Maksymalna wartość siły mięśniowej pierwszego z nich w zależności od kończyny mieści się w granicach 1,6 a 1,8 ciężaru ciała, natomiast drugiego ok. 0,5 ciężaru ciała - kończyny prawej i 0,55 ciężaru ciała - kończyny lewej.

Wobec tych mięśni porównano aktywność mięśni podczas pojedynczego cyklu chodu z danymi dostępnymi w literaturze [8,9]. Na podstawie dokonanego porównania można stwierdzić, że mięśnie aktywują się w prawidłowy sposób oraz że kształt krzywych jest porównywalny z danymi dostępnymi w literaturze (rys. 4).

W dalszym etapie zakłada się, że badania zostaną przeprowadzone na większej grupie osób zdrowych oraz że siły mięśniowe, wyznaczone na podstawie sygnałów zarejestrowanych przy użyciu elektromiografii powierzchniowej, zostaną porównane z siłami otrzymanymi z badań modelowych przy wykorzystaniu metod optymalizacyjnych.

Literatura

1. Buchanan T.S., Lloyd D.G., Manal K., Besier T.F.: Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. "Journal of Applied Biomechanics" 2004, 20(4), p. 367-395.
2. Lloyd D.G., Besier T.F.: An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. "Journal of Biomechanics" 2003, 36(6), p. 765-776.
3. Shao Q., Bassett D.N., Manal K., Buchanan T.S.: An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. "Computers in Biology and Medicine" 2009, Vol. 39, Iss. 12, p. 1083-1088.
4. Heintz S., Gutierrez-Farewik E.M.: Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach. Gait&Posture 2007, Vol. 26, Iss.2, p. 279-288.
5. Michnik R., Jurkojc J., Pauk J.: Identification of muscles forces during gait of children with foot disabilities. "Mechanika" 2009, nr 6(80), s. 48-51.
6. Michnik R., Jurkojc J., Jureczko P., Guzik A., Tejszerska D.: Identification of loads in the lower limb joints during gait for patients after total knee or hip replacement. In: XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports 2006, Salzburg – Austria (<http://w4.ub.uni-konstanz.de/cpa/issue/view/ISBS2006> – 15.05.2011).
7. Nishijima Y., Kato T., Yoshizawa M., Miyashita M., Iida H.: Application of the segment weight dynamic movement method to the normalization of gait EMG amplitude. "Journal of Electromyography and Kinesiology" 2010, Vol. 20, p. 550-557.
8. Vaughan Ch. L., Davis B.L., O'Connor J.C.: Dynamics of human gait. Cape Town: Kiboho Publ., 1999.
9. Sasaki K., Neptune R.R.: Differences in muscle function during walking and running at the same speed. "Journal of Biomechanics" 2006, 39(11), p. 2005-2013.