

Agnieszka GŁOWACKA, Eugeniusz ŚWITOŃSKI, Katedra Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, Politechnika Śląska.

Robert MICHNIK, Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska.

WYZNACZANIE SIŁ MIĘŚNIOWYCH PODCZAS CHODU DZIECI ZDROWYCH

1. WSTĘP

Szacowanie sił mięśniowych jest dość trudnym i złożonym zadaniem, gdyż nie ma możliwości bezpośredniego zmierzenia tych sił przy wykorzystaniu doświadczalnych metod badawczych. Autorzy wielu prac, do wyznaczenia sił mięśniowych stosują modelowanie matematyczne. Jedną z metod określania sił mięśniowych podczas chodu jest metoda, w której na podstawie wyznaczonych wartości wypadkowych momentów sił mięśniowych w poszczególnych stawach kończyn dolnych w czasie cyklu chodu oraz znajomości parametrów mięśni obliczane są siły mięśniowe przy wykorzystaniu metod optymalizacji [5, 6]. Naukowcy z powodzeniem stosują również inną metodę, w której siły mięśniowe szacowane są na podstawie zarejestrowanych sygnałów elektrycznych (potencjałów czynnościowych mięśni) [1, 2, 3, 4]. Sygnały elektryczne wytwarzane przez mięśnie można zarejestrować przy użyciu urządzenia do elektromiografii powierzchniowej. W elektromiografii powierzchniowej do badań potencjałów czynnościowych mięśni wykorzystywane są elektrody powierzchniowe, przyklejane do skóry osoby badanej w odpowiednim miejscu.

2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy jest określenie sił mięśniowych podczas chodu dla dzieci zdrowych na podstawie zarejestrowanych sygnałów sEMG. Praca zawiera syntetyczny opis metodyki badań potencjałów czynnościowych mięśni podczas chodu metodą elektromiografii powierzchniowej (sEMG) oraz algorytm do wyznaczenia sił mięśniowych na podstawie zmierzonych wartości potencjałów czynnościowych mięśni, a także wyniki sił mięśniowych dla wybranych mięśni.

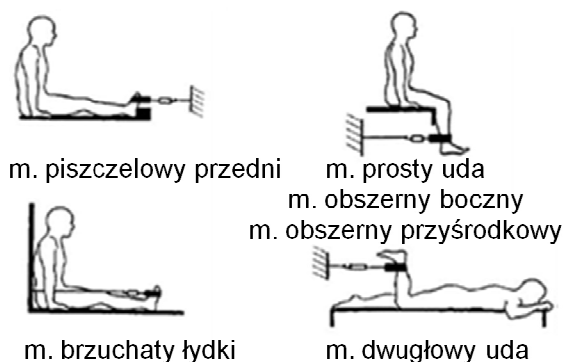
3. METODYKA BADAŃ POTENCJAŁÓW CZYNNOŚCIOWYCH MIĘŚNI

Badania aktywności mięśni podczas chodu zostały przeprowadzone w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach. Do badań wykorzystano 16-kanalowy zestaw do elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG. Zarejestrowano sygnał z 14 mięśni po siedem dla każdej kończyny. Badania zostały przeprowadzone zgodnie z wytycznymi projektu SENIAM. Okleiono następujące mięśnie: m. piszczelowy przedni, m. brzuchaty łydki głowa przysródkowa i boczna, m. prosty uda, m. obszerny boczny i przysródkowy, m. dwugłowy uda głowa długa (Rys.1). W celu przeprowadzenia normalizacji amplitudy sygnału wykonano test MVC (*Maximal Voluntary Contraction*), tzn. maksymalny skurcz w warunkach skurczu izometrycznego. Test MVC przeprowadzono na fotelu do ćwiczeń

oporowych. Na rys. 2 przedstawiono schematycznie pozycje, w których przeprowadzono test MVC. Badania przeprowadzono dla dziecka (chłopca) w wieku 13 lat (wzrost 155 cm, masa 45 kg).



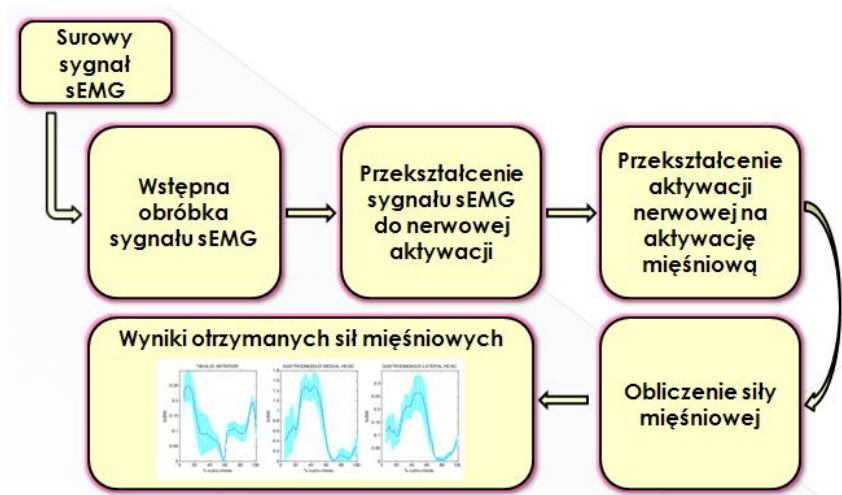
Rys. 1. Dziecko z naklejonymi elektrodami



Rys. 2. Pozycje, w których wykonano test MVC [7]

4. ALGORYTM PRZEKSZTAŁCAJĄCY SYGNAŁ sEMG NA SIŁĘ MIĘŚNIOWĄ

Konwertowanie sygnału sEMG na siłę generowaną przez mięśnie jest procesem kilkietapowym. Na rys. 3 przedstawiono algorytm konwertowania sygnału sEMG na siłę mięśniową, który zaczerpnięto z następujących pozycji literaturowych [1, 2, 3, 4].

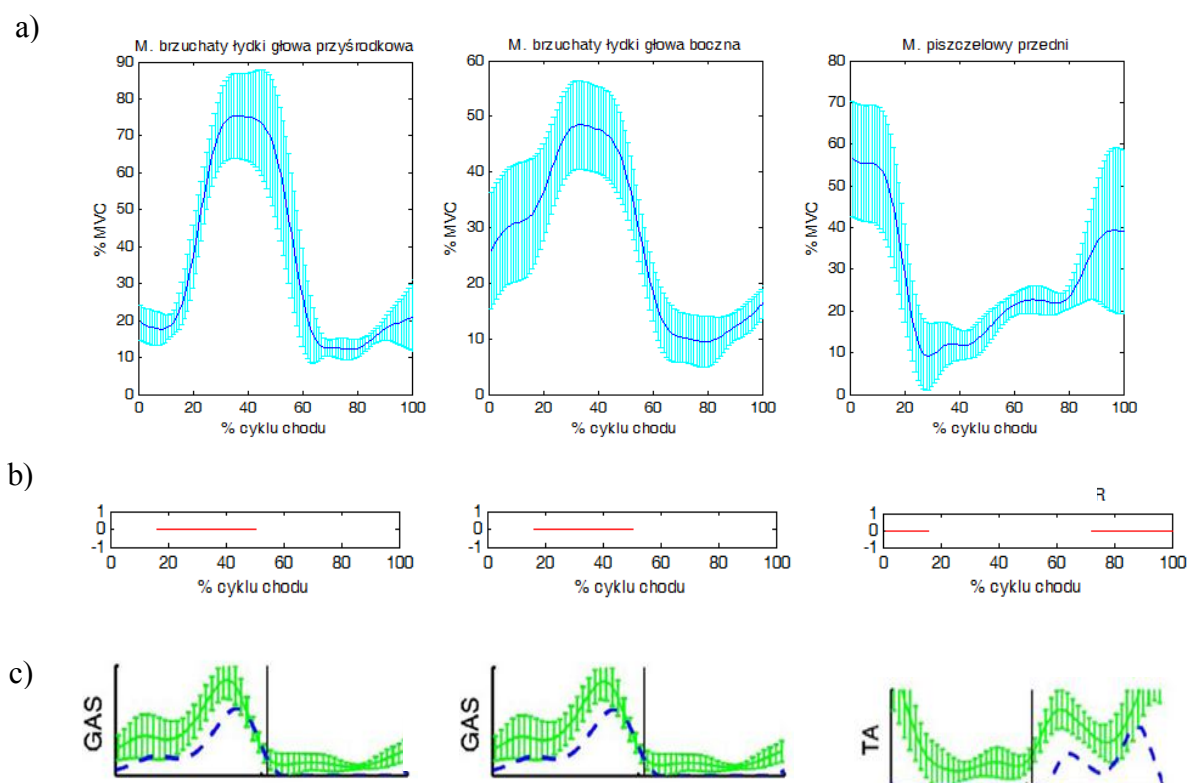


Rys. 3. Algorytm przekształcający sygnał sEMG na siłę wytwarzaną przez mięśnie

W pierwszej kolejności sygnał sEMG należy odpowiednio przygotować do dalszych obliczeń, a mianowicie:

- przefiltrować filtrem górnoprzepustowym Butterworth'a,
- zrektyfikować,
- wygładzić,
- przefiltrować filtrem dolnoprzepustowym Butterworth'a,
- znormalizować w czasie,
- dokonać normalizacji amplitudy (do MVC – maksymalnego skurczu izometrycznego).

Na rys. 4 przedstawiono przykładowo dla trzech mięśni sygnał sEMG wstępnie obrobiony. Dla tych mięśni porównano kształt krzywych sEMG z danymi dostępnymi w literaturze [10,11]. Porównano aktywność mięśni oraz kształt krzywych elektromiograficznych w ciągu całego cyklu chodu. Można zauważyć, iż mięśnie brzuchaty łydki głowa boczna i przyśrodkowa oraz mięsień piszczelowy przedni aktywują się w prawidłowy sposób oraz kształt krzywych jest jakościowo zgodny z danymi literaturowymi.



Rys. 4. Porównanie aktywności mięśni oraz kształtu otrzymanego sygnału sEMG z danymi literaturowymi dla mięśni brzuchatego łydki głowy przyśrodkowej i bocznej oraz piszczelowego przedniego: a) otrzymany sygnał sEMG znormalizowany do %MVC, b) wzorcowa aktywność mięśni podczas cyklu chodu c) wzorcowy sygnał sEMG (zielona linia) z danych literaturowych (niebieską przerywaną linią oznaczono pobudzenie mięśniowe)

Kolejnym etapem jest przekształcenie sygnału sEMG do nerwowej aktywacji (tzw. proces dynamicznej aktywacji). W tym celu wykorzystano filtr rekursywny drugiego rzędu – równanie (1). Filtr ten jest filtrem o nieskończonej odpowiedzi impulsowej i posiada w swojej budowie pętlę sprzężenia zwrotnego, a każda próbka odpowiedzi zależy od

poprzednich. Filtracji cyfrowej sygnału dokonano za pomocą funkcji zaimplementowanej w środowisku Matlab.

$$u_j(t) = \alpha e_j(t - d) - \beta_1 u_j(t - 1) - \beta_2 u_j(t - 2) \quad (1)$$

gdzie:

$e_j(t)$ – przefiltrowany, zrektyfikowany i znormalizowany sygnał EMG dla j-tego mięśnia w czasie t,

$u_j(t)$ - przekształcony sygnał EMG dla j-tego mięśnia w czasie t do nerwowej aktywacji (proces zwany jest dynamiczną aktywacją),

α - współczynnik wzmocnienia dla j-tego mięśnia,

β_1, β_2 - rekursywne współczynniki dla j-tego mięśnia,

d - opóźnienie elektromechaniczne.

Aby rozwiązania równania (1) były stabilne, należy wprowadzić pewne ograniczenia:

$$\beta_1 = C1 + C2$$

$$\beta_2 = C1 \cdot C2$$

gdzie: $|C1| < 1$ oraz $|C2| < 1$

$\alpha - \beta_1 - \beta_2 = 1$ – jednostka wzmocnienia filtra.

Dane przyjęte w procesie filtracji zaczerpnięto z literatury [1]:

$$C1 = 0.5$$

$$C2 = 0.5$$

$$d = 40 [ms]$$

Kolejnym etapem obróbki sygnału było przekształcanie sygnału z aktywacji nerwowej na aktywację mięśniową za pomocą zależności (2):

$$a_j(t) = \frac{e^{Au_j(t)} - 1}{e^A - 1} \quad (2)$$

gdzie:

$a_j(t)$ - aktywacja j-tego mięśnia,

$u_j(t)$ - przekształcony sygnał EMG dla j-tego mięśnia w czasie t,

A - nieliniowy współczynnik kształtu (przyjęto $A=0.1$ z [1]).

Następnie obliczono siłę zgodnie z zależnościami (3-6). Do tego celu wykorzystano zmodyfikowany model mięśnia typu Hilla, w którym siła mięśniowa uzależniona jest od pobudzenia, długości mięśnia i prędkości skracania mięśnia.

$$F_{m,j}(t) = F_{mA,j} + F_{mB,j} \quad (3)$$

$$F_{mA,j} = F_{max,j} \cdot f_{ma,j}(l_{m,z}) \cdot f_{m,j}(v_{m,z}) \cdot a_j(t) \quad (4)$$

$$F_{mB,j} = f_{mb,j}(l_{m,z}) \cdot F_{max,j} \quad (5)$$

$$F_{max,j} = PCSA_j \cdot \sigma \quad (6)$$

gdzie:

$F_{mA,j}$ – składowa czynna siły mięśniowej dla j-tego mięśnia,

$F_{mB,j}$ – składowa bierna siły mięśniowej dla j-tego mięśnia,

$F_{max,j}$ – maksymalna siła przy skurczu izometrycznym dla j-tego mięśnia,

$PCSA_j$ – przekrój fizjologiczny dla j-tego mięśnia [cm^2],

σ – siła właściwa [N/cm^2] (siłę właściwą z zakresu 30-80 [N/cm^2] zaczerpnięto z danych literaturowych)

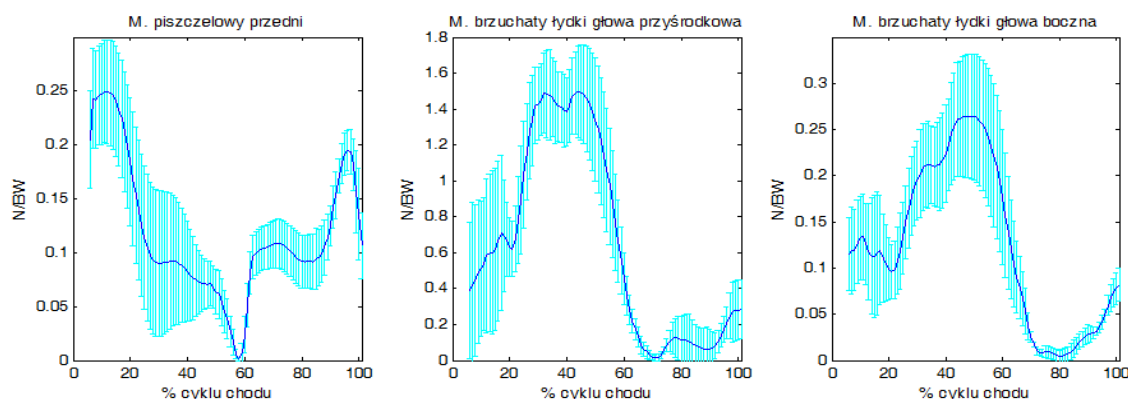
$f_{ma,j}(l_{m,z})$ – współczynnik charakteryzujący wpływ zmiany długości mięśnia dla składowej czynnej siły mięśniowej,

$f_{m,j}(v_{m,z})$ – współczynnik charakteryzujący wpływ zmiany prędkości skracania mięśnia dla składowej czynnej siły mięśniowej

5. WYNIKI OTRZYMANYCH SIŁ MIĘŚNIOWYCH

Na rys. 5 przedstawiono przykładowe wyniki otrzymanych sił mięśniowych dla kończyny lewej. Siły mięśniowe zostały uśrednione dla kilku przejść osoby badanej i odniesione do ciężaru ciała.

Przebiegi względnych wartości sił mięśniowych dla mięśnia piszczelowego przedniego kończyny prawej ukazują, iż mięsień ten jest najbardziej aktywny między 5% a 20% cyklu chodu, po czym siła maleje i ok. 60% cyklu chodu jej wartość wynosi zero, a następnie rośnie i między 95% a 100% cyklu chodu jej wartość wynosi 0,2 ciężaru ciała. Maksymalna wartość siły dla tego mięśnia przypada ok. 10% cyklu chodu i wynosi średnio ok. 0,25 ciężaru ciała. Aktywność mięśnia brzuchatego łydki głowa przysrodkowa dla kończyny prawej jest największa między 30% a 50% cyklu chodu. Wartość maksymalna siły mięśniowej wynosi średnio ok. 1,4 ciężaru ciała i przypada w połowie cyklu chodu, natomiast między 70% a 100% cyklu chodu wartość siły w tym mięśniu jest niewielka. Mięsień brzuchaty łydki głowa boczna (również kończyna prawa) jest najbardziej aktywny między 20% a 60% cyklu chodu. Maksymalna wartość siły dla tego mięśnia przypada w połowie cyklu chodu i wynosi średnio nieco powyżej 0,25 ciężaru ciała.



Rys. 5. Siły mięśniowe otrzymane na podstawie przekonwertowanego sygnału sEMG

4. PODSUMOWANIE

Przedstawiony w artykule algorytm, do wyznaczania sił mięśniowych na podstawie przekształconego sygnału sEMG, może stać się ważnym uzupełnieniem w ocenie chodu dzieci zdrowych. Przeprowadzone badania umożliwiły stwierdzić, iż mięśnie, podczas całego cyklu chodu, aktywują się w prawidłowy sposób oraz, że otrzymany kształt krzywych sEMG jest porównywalny z danymi literaturowymi.

Znajomość odchyień od wzorca chodu jest szczególnie ważna w przypadku dzieci z zaburzeniami neurologicznymi, a w szczególności z mózgowym porażeniem dziecięcym, gdyż dzieci te oprócz przeprowadzanej rehabilitacji, leczone są operacyjnie lub podawana jest im toksyna botulinowa.

Kolejny etap badań będzie zawierał wyznaczenie sił mięśniowych w oparciu o przestrzenny model matematyczny chodu dziecka. Siły mięśniowe wyznaczone na podstawie przekonwertowanego sygnału sEMG zostaną porównane co do wartości i kształtu z siłami mięśniowymi obliczonymi z wykorzystaniem modelowania matematycznego. Badania zostaną przeprowadzone na większej grupie dzieci zdrowych oraz dzieci z zaburzeniami neurologicznymi.

Praca naukowa finansowana ze środków Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego na naukę w ramach projektu badawczego promotorskiego Nr N N518 384337

Projekt został sfinansowany ze środków Narodowego Centrum Nauki przyznanych na podstawie decyzji numer DEC-2011/01/B/NZ7/02695

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, Nov, 20(4), s. 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, Jun, 36(6), s. 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, December, Volume 39, Issue 12, s. 1083-1088.
- [4] Heintz S., Gutierrez-Farewik E.M.: Static optimization of muscle forces during gait in comparison to EMG-to-force processing approach, 2007, July, Volume 26, Issue 2, s. 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, XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports Symposium 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*, Vol. 20, ss. 550-557, 2010.
- [8] De Lisa J. A.(ed), *Gait Analysis in the science of rehabilitation*, Monograph 002, 1998.
- [9] Nałęcz M., Będziński R. i in.: *Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000*, T.5: *Biomechanika i inżynieria rehabilitacyjna*, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2004.
- [10] Vaughan Ch. L., Davis B.L., O'Connor J.C.: *Dynamics of human gait*, KibohoPublisher, Cape Town, 1999.
- [11] Sasaki K., Neptune R.R.: Differences in muscle function during walking and running at the same speed, *Journal of Biomechanics*, 2006, 39(11), s. 2005-2013.

ESTIMATION OF MUSCLE FORCES DURING GAIT OF HEALTHY CHILDREN