

ZASTOSOWANIE MODELOWANIA MATEMATYCZNEGO I POMIARÓW EMG DO OCENY CHODU DZIECI Z ZABURZENIAMI NEUROLOGICZNYMI

Eugeniusz Świtoński^{1a}, Robert Michnik^{2b}, Agnieszka Głowacka^{3c}

¹Katedra Mechaniki Teoretycznej i Stosowanej, Politechnika Śląska

²Katedra Biomechatroniki, Politechnika Śląska

^aeugeniusz.switonski@polsl.pl, ^brobert.michnik@polsl.pl, ^cagnieszka.glowacka@polsl.pl

Streszczenie

Praca dotyczy badań doświadczalnych i modelowych chodu dzieci zdrowych oraz z zaburzeniami neurologicznymi, a w szczególności z porażeniem połowicznym. W artykule przedstawiono przykładowe wyniki badań doświadczalnych, takie jak parametry czasowo-przestrzenne chodu, wielkości kinematyczne oraz reakcje od podłoża, a także wyniki obliczeń numerycznych sił mięśniowych i reakcji w stawach kończyn dolnych tych dzieci.

Słowa kluczowe: modelowanie matematyczne, identyfikacja sił mięśniowych, badania doświadczalne chodu dzieci, zaburzenia neurologiczne

APPLICATION OF MATHEMATICAL MODELLING AND EMG MEASUREMENTS IN ORDER TO THE ASSESSMENT OF GAIT CHARACTERISTICS FOR CHILDREN WITH NEUROLOGICAL DISORDERS

Summary

The work concerns the experimental and modelling studies of gait for healthy children and children with neurological disorders. The paper presents examples of the results of experimental studies, such as spatio-temporal parameters, the kinematics quantities and ground reaction forces, and the results of numerical calculations of muscle and joint reaction forces of the lower limbs for these children.

Keywords: mathematical modelling, identification of muscle forces, experimental studies of children's gait, neurological disorders

1. WSTĘP

Zaburzenia neurologiczne u dzieci stanowią bardzo poważny problem we współczesnym świecie. Wczesne wykrycie i odpowiednie leczenie dzieci z zaburzeniami neurologicznymi pozwala na zredukowanie tych zaburzeń. Dzięki nowoczesnym metodom diagnostycznym możliwa jest obiektywna ocena np.: parametrów chodu, stabilności postawy, czy też aktywności elektrycznej mięśni, a także śledzenie zmian tych wielkości w przebiegu procesu rehabilitacji. Wraz z badaniami doświad-

czalnymi wykorzystywane jest również modelowanie matematyczne [1,2], które stanowi uzupełnienie metod diagnostycznych i monitoringu.

Podjęte badania miały na celu określenie sił generowanych przez mięśnie podczas chodu u dzieci zdrowych oraz dzieci z porażeniem połowicznym za pomocą modelu matematycznego kończyny dolnej oraz ocenę aktywności elektrycznej mięśni u tych dzieci przy wykorzystaniu zestawu do elektromiografii powierzchniowej (sEMG).

2. METODYKA BADAŃ

2.1. BADANIA DOŚWIADCZALNE CHODU DZIECI

Badania przeprowadzono w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach z wykorzystaniem zintegrowanego systemu do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart oraz zestawu elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG (rys. 1). Szczegółowy opis systemu można odnaleźć w kilku pozycjach literaturowych, między innymi w [3,4]. Aktywność elektryczną

mięśni podczas chodu rejestrowano z czterech grup mięśniowych dla uda i podudzia obydwu kończyn. W badaniu wzięły udział dzieci zdrowe (bez stwierdzonych zaburzeń w obrębie narządu ruchu) oraz dzieci z porażeniem połowicznym (badana 1, 2 i 3). U wszystkich trzech badanych dziewczynek stwierdzono prawostronne porażenie połowiczne. W dalszej części artykułu analiza otrzymanych wyników została przedstawiona w ten sposób, iż kończyna dolna prawa jest stroną porażoną, natomiast kończyna dolna lewa jest stroną nieporażoną. Dane dotyczące wieku, wzrostu oraz wagi grupy badawczej przedstawiono w tabeli 1.

Tab.1. Zestawienie danych badanej grupy dzieci

	Siedem dziewczynek zdrowych - norma	Badana 1	Badana 2	Badana 3
Wiek [lata]	14-17	15	15	16
Wzrost [cm]	155-171	164	160	158
Waga [kg]	40-60	37	51	50



Rys. 1. System do trójwymiarowej analizy ruchu oraz osoba z naklejonymi markerami i elektrodami

2.2. BADANIA MODELOWE CHODU DZIECI

Identyfikację sił generowanych przez mięśnie przeprowadzono, wykorzystując model matematyczny kończyny dolnej opisany w pracach [1, 2, 4].

Obliczenia numeryczne prowadzone były w dwóch etapach. W etapie pierwszym na podstawie danych kinematycznych oraz reakcji podłoża uzyskanych w trakcie badań doświadczalnych chodu wyznaczono wypadkowe momenty sił zewnętrznych działających na stawy. Wielkości te zostały wykorzystane w kolejnym etapie do wyznaczenia sił generowanych przez mięśnie z wykorzystaniem procedury optymalizacji statycznej.

Wykorzystany w obliczeniach model matematyczny składa się z trzech sztywnych elementów (odpowiadających części udowej, podudziu oraz stopie) połączonych w łańcuch kinematyczny, obciążonych siłami grawitacji,

bezwładności oraz siłami wynikającymi z kontaktu stopy z podłożem. W modelu uwzględniono dziewięć grup mięśniowych odpowiadających za realizację ruchu w płaszczyźnie strzałkowej podczas chodu (rys. 2). Oba mięśnie obszerne przyśrodkowy i boczny zastąpiono jednym mięśniem o nazwie mięsień obszerne. Wartości sił generowanych przez mięśnie wyznaczono, wykorzystując metody optymalizacyjne zgodnie z odpowiednio przyjętym kryterium optymalizacyjnym (minimum sumy kwadratów sił mięśniowych) oraz warunkami ograniczającymi wynikającymi z fizjologii mięśni (wyznaczone z modelu w procesie optymalizacji wartości sumy momentów od poszczególnych sił mięśniowych, liczone względem stawów, muszą równoważyć się z wyznaczonymi z odwrotnego zadania dynamiki wypadkowymi momentami sił mięśniowych działającymi na poszczególne stawy oraz siła mięśniowa może zmieniać się od zera do wartości maksymalnej):

a) kryterium sterowania ruchem:

$$J = \min \sum_{i=1}^9 (F_i^M)^2 \quad (1)$$

b) warunki ograniczające:

$$r_{i,j}^M F_{i,j}^M = T_j \quad (2)$$

$$0 \leq F_i^M \leq F_{max,i}^M \quad (3)$$

gdzie:

i – nr mięśnia,

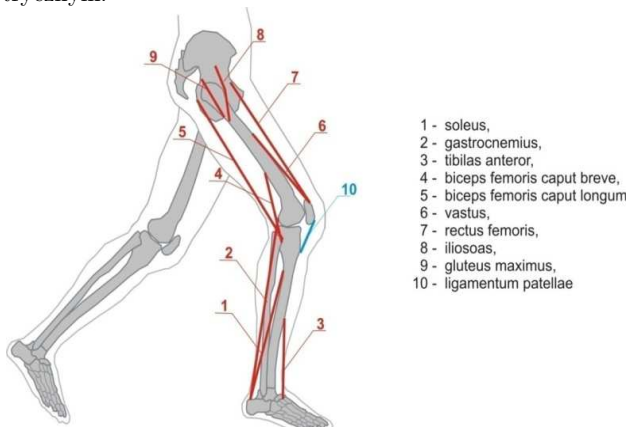
j – nr stawu,

r^M - macierz ramion sił mięśniowych względem stawów,

F^M - macierz kolumnowa sił mięśniowych,

T - wypadkowe momenty sił mięśniowych działające na poszczególne stawy

F_{max} - maksymalna siła mięśniowa przy skurczu izometrycznym.



Rys. 2. Mięśnie uwzględnione w procesie modelowania

- 1 – m. płaszczkowaty (*m. soleus*) **SOL**
- 2 – m. brzuchaty łydki (*m. gastrocnemius*) **GAS**
- 3 – m. piszczelowy przedni (*m. tibialis anterior*) **TA**
- 4 – m. dwugłowy uda głowa krótka (*m. biceps femoris caput breve*) **BF s**
- 5 – m. dwugłowy uda głowa długa (*m. biceps femoris caput longum*) **BF l**
- 6 – m. obszerny (*m. vastus*) **VAS**
- 7 – m. prosty uda (*m. rectus femoris*) **RF**
- 8 – m. biodrowo-łędźwiowy (*m. iliopsoas*) **IL**
- 9 – m. pośladkowy wielki (*m. gluteus maximus*) **GMAX**

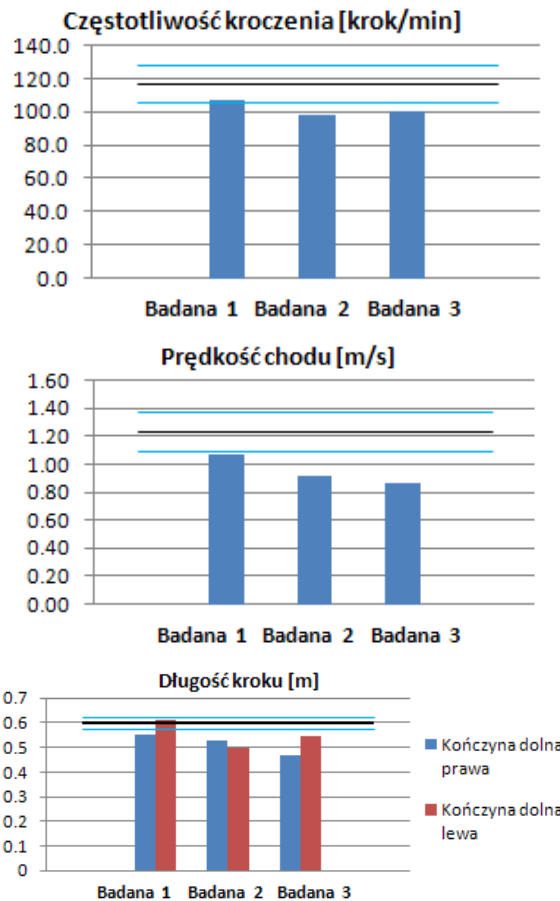
3. OTRZYMANE WYNIKI

3.1. WYNIKI OTRZYMANE Z BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

W wyniku przeprowadzonych badań doświadczalnych chodu dzieci zdrowych oraz z porażeniem połowicznym otrzymano szereg parametrów, które przedstawiono na kolejnych rysunkach.

- Parametry czasowo-przestrzenne chodu

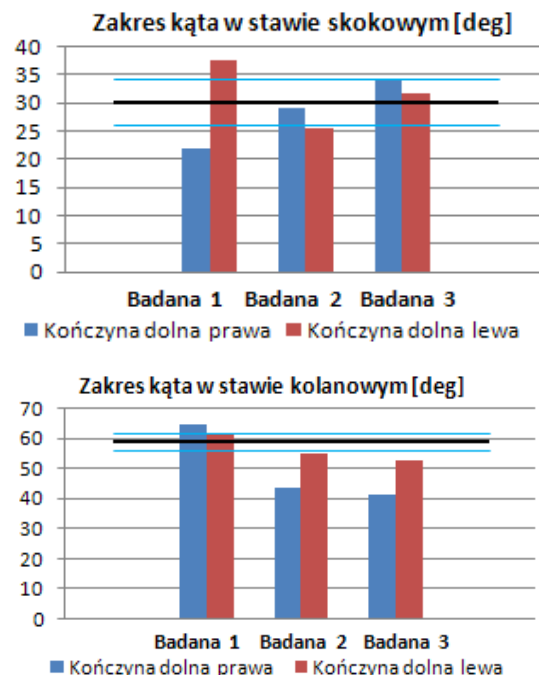
Na rys. 3 przedstawiono przykładowe parametry czasowo-przestrzenne dla badanej grupy dzieci.

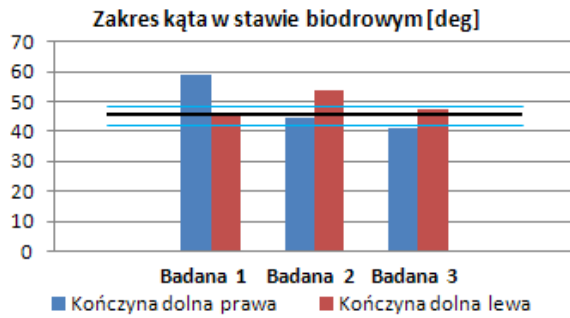


Rys. 3. Wybrane parametry czasowo-przestrzenne chodu dla badanych pacjentów (linia pozioma – norma)

- Zakresy kątów w poszczególnych stawach w płaszczyźnie strzałkowej

Rys. 4 obrazuje zakresy kątów dla obydwu kończyn dolnych podczas chodu w płaszczyźnie strzałkowej (w stawie skokowym, kolanowym oraz biodrowym).

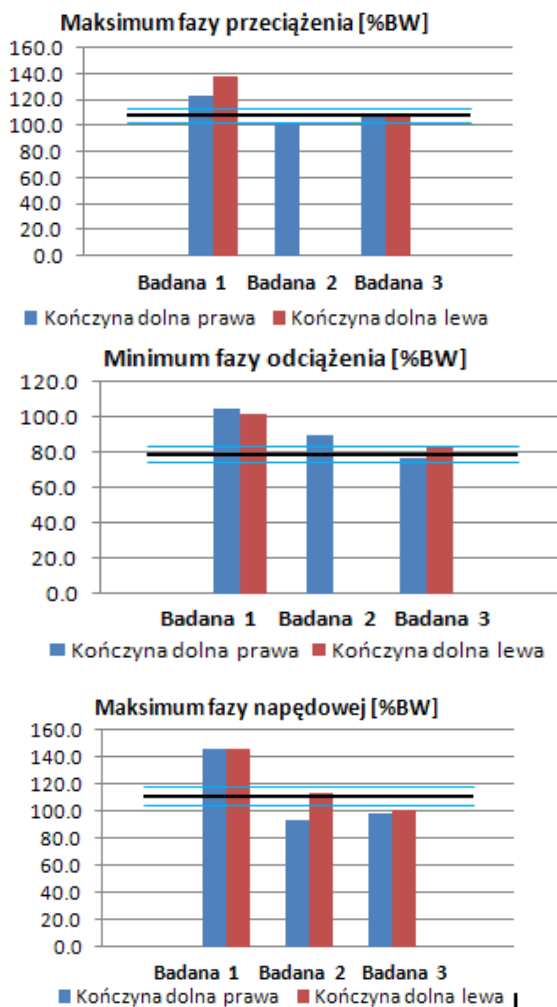




Rys. 4. Zakresy kątów dla pojedynczego cyklu chodu w płaszczyźnie strzałkowej wyznaczone dla badanych pacjentów (linia pozioma – norma)

- *Reakcje podłoża (składowa pionowa)*

W niniejszym artykule dokonano analizy składowej pionowej sił reakcji podłoża, określając charakterystyczne dla tej składowej parametry, tzn.: maksimum fazy przeciążenia, minimum fazy odciążenia oraz maksimum fazy napędowej. Wyniki zostały odniesione do ciężaru ciała – BW (rys. 5).

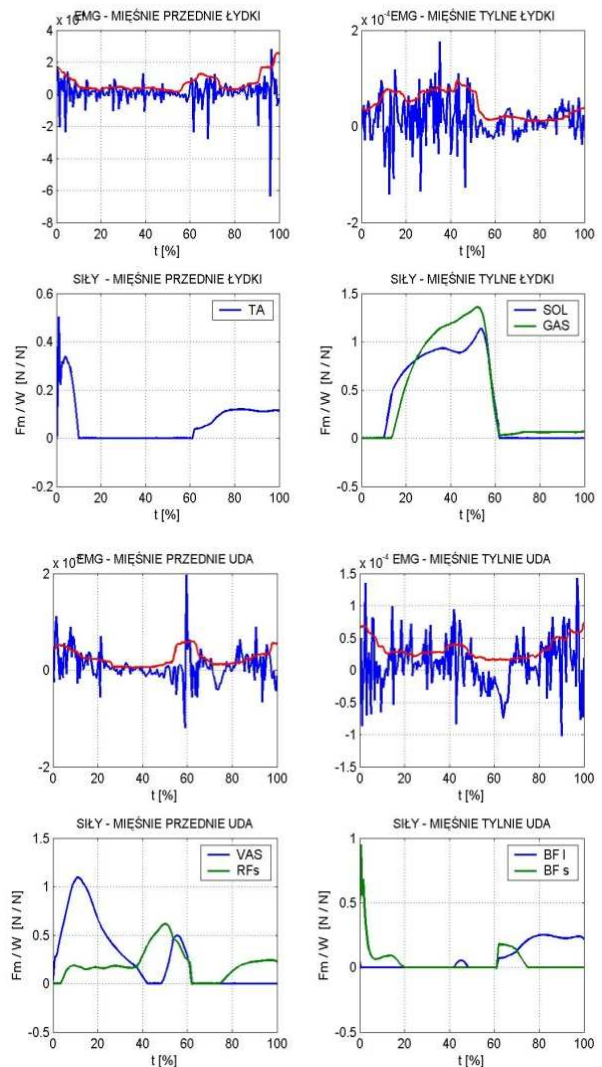


Rys. 5. Wartości ekstremalne składowej pionowej reakcji podłoża wyznaczone podczas chodu badanych pacjentów (linia pozioma – norma)

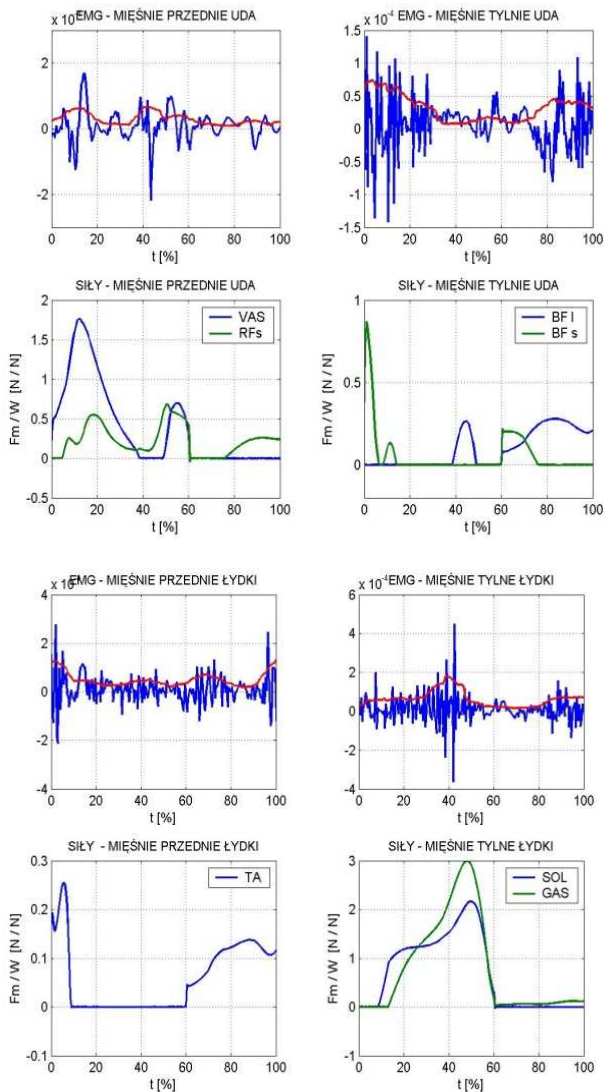
3.2. WYNIKI OTRZYMANE Z BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

Wyniki badań doświadczalnych (takie jak kąty w poszczególnych stawach, czy reakcje podłoża) posłużyły jako dane wejściowe do płaskiego modelu matematycznego kończyny dolnej dziecka podczas chodu. Przeprowadzona analiza numeryczna umożliwiła porównanie wyników otrzymanych z modelu z wynikami badań elektromiograficznych wybranych mięśni. Ponadto w artykule zamieszczono wyniki obliczeń numerycznych dotyczących reakcji w poszczególnych stawach oraz przebiegów sił generowanych przez mięśnie.

- *Porównanie wyników obliczeń numerycznych i wyników sEMG*



Rys. 6. Porównanie wyników obliczeń numerycznych i wyników sEMG (dziecko zdrowe), gdzie: t – cykl chodu, Fm – siła mięśniowa, W – ciężar ciała

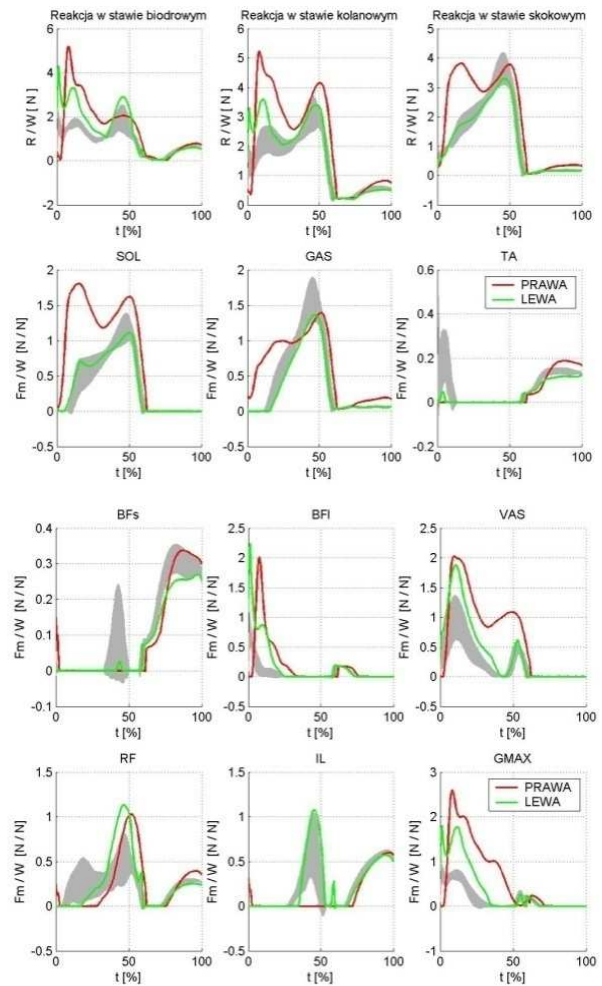


Rys. 7. Porównanie wyników obliczeń numerycznych i wyników sEMG (badana 1), gdzie: t – cykl chodu, Fm – siła mięśniowa, W – ciężar ciała

Na rys. 6 i 7 przedstawiono przykładowo porównanie wyników otrzymanych sił mięśniowych uzyskanych z płaskiego modelu ruchu kończyny dolnej dziecka z wynikami badań doświadczalnych, tzn. zarejestrowanych podczas chodu potencjałów czynnościowych 4 grup mięśniowych (tylnej i przedniej grupy mięśni uda oraz podudzia dla obydwu kończyn).

Przedstawione wykresy umożliwiły stwierdzenie, że występuje wystarczająca zgodność wyników aktywności mięśni w ciągu pojedynczego cyklu chodu otrzymanych z pomiarów doświadczalnych (sEMG) oraz z badań modelowych.

- *Reakcje w poszczególnych stawach oraz wartości sił mięśniowych*

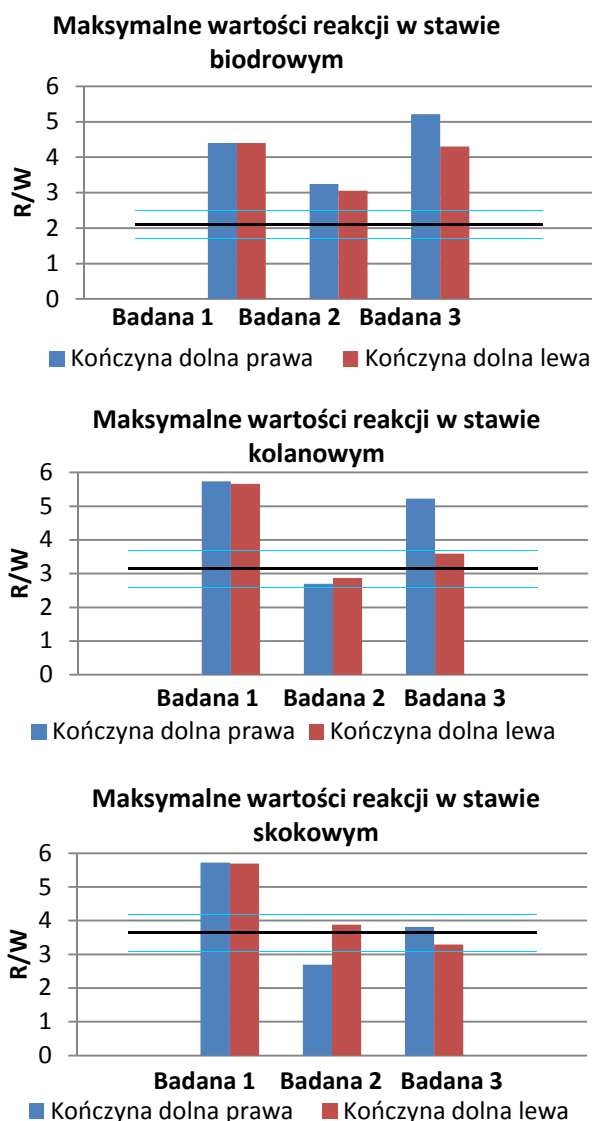


Rys. 8. Reakcje w poszczególnych stawach oraz wartości sił mięśniowych dla pojedynczego cyklu chodu (badana 3), krzywa zielona – kończyna dolna prawa, krzywa czerwona – kończyna dolna lewa, szare pole – przebiegi dla dzieci zdrowych, (gdzie: t – cykl chodu, Fm – siła mięśniowa, R – reakcja w stawie, W – ciężar ciała)

Rys. 8 obrazuje przykładowe (dla badanej 3) reakcje w poszczególnych stawach dla obydwu kończyn oraz wykresy przebiegów sił mięśniowych otrzymanych w wyniku przeprowadzonych obliczeń numerycznych. Na podstawie tych przebiegów zauważono, iż występują różnice w kształcie krzywych w odniesieniu do dzieci zdrowych.

- *Maksymalne wartości reakcji w poszczególnych stawach*

Na podstawie uzyskanych przebiegów reakcji w stawach podczas chodu wyznaczono maksymalne wartości reakcji tych stawów (rys. 9). Przykładowo można zauważyć, że dla badanej 1 maksymalne wartości reakcji dla wszystkich trzech stawów obydwu kończyn znacznie przekraczają wartości dzieci zdrowych.



Rys. 9. Maksymalne wartości reakcji w poszczególnych stawach (linia pozioma – norma), gdzie: R – reakcja w stawie, W – ciężar ciała

4. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

Zastosowana w pracy metodyka badań doświadczalnych i modelowych pozwala na diagnostykę aparatu ruchu oraz funkcji lokomocyjnych badanych osób. Zastosowanie obliczeń przy wykorzystaniu modelu matematycznego pozwala na określenie obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego, wzbogaca i uzupełnia wyniki pomiarów doświadczalnych.

Na podstawie przeprowadzonych doświadczalnych badań chodu można stwierdzić, że u wszystkich trzech badanych dziewczynek występują odstępstwa od normy (dzieci zdrowych) w parametrach czasowo-przestrzennych chodu, a w szczególności u dziewczynki trzeciej z rozpoznaniem prawostronnym porażeniem połowicznym.

Analizując zakresy kątów w poszczególnych stawach, zauważono, że dla badanej 1. zakres kąta w stawie

skokowym dla kończyny prawej jest mniejszy, natomiast dla kończyny lewej większy w stosunku do dzieci zdrowych. U tego samego dziecka zakres kąta w stawie kolanowym kończyny prawej jest nieco większy, natomiast kończyny lewej mieści się w górnej granicy normy. Dziecko to również ma większy zakres kąta w stawie biodrowym kończyny prawej, natomiast w kończynie lewej mieści się w normie. U badanej 2. zakresy kątów w stawie skokowym oraz w stawie biodrowym kończyny prawej mieszczą się w normie, natomiast zakresy kątów w stawie skokowym i kolanowym kończyny lewej są nieco poniżej normy. Zdecydowanie mniejszy zakres kąta tego dziecko zaobserwowano w stawie kolanowym kończyny prawej. Wartości zakresów kątów u badanej 3. mieszczą się w normie w przypadku stawu skokowego obydwu kończyn oraz biodrowego kończyny lewej. W stawie biodrowym kończyny prawej oraz stawie kolanowym obydwu kończyn zakresy kątów są mniejsze w odniesieniu do dzieci zdrowych.

W przypadku składowej pionowej reakcji podłoża u badanej 1. zaobserwowano większe wartości analizowanych parametrów w odniesieniu do dzieci zdrowych. U badanej 2. nie udało się określić dwóch parametrów dla kończyny lewej, tzn. maksimum fazy przeciążenia oraz minimum fazy odciążenia, gdyż na wykresie składowej pionowej sił reakcji podłoża nie występowało pierwsze charakterystyczne maksimum oraz minimum. Maksimum fazy przeciążenia kończyny prawej u tej dziewczynki mieści się w dolnej granicy normy, natomiast minimum fazy odciążenia jest większe niż u dzieci zdrowych, z kolei maksimum fazy napędowej kończyny prawej charakteryzuje się zmniejszoną wartością w stosunku do normy. U badanej 3. zaobserwowano, że maksimum fazy przeciążenia oraz minimum fazy odciążenia mieszczą się w normie dla obydwu kończyn, natomiast wartości dotyczące maksimum fazy napędowej są nieco poniżej normy dla obydwu kończyn w odniesieniu do dzieci zdrowych.

Na podstawie przeprowadzonych badań doświadczalnych i modelowych chodu dzieci zdrowych oraz z zaburzeniami neurologicznymi stwierdzono, że:

- występują różnice w parametrach czasowo-przestrzennych chodu - m. in. mniejsze wartości częstotliwości kroczenia oraz prędkości chodu dla dziewczynek z zaburzeniami neurologicznymi w odniesieniu do normy,
- występują różnice w zakresach kątów w stawie skokowym, kolanowym i biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej badanej grupy,
- występują różnice wartości składowej pionowej reakcji podłoża, w szczególności u dziewczynki po operacji neurochirurgicznej,
- występuje zgodność wyników aktywności mięśni w ciągu cyklu chodu otrzymanych z pomiarów

doświadczalnych (EMG) oraz na podstawie badań modelowych,

- występują różnice w wartościach reakcji w poszczególnych stawach - m. in. obciążenie układu szkieletowego jest większe w stawie biodrowym badanej grupy.

Dalsze etapy pracy zakładają przeprowadzenie badań na większej grupie dzieci zdrowych oraz dzieci z zaburzeniami neurologicznymi, a w szczególności z mózgowym porażeniem dziecięcym.

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

Literatura

1. 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.
2. 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. W: XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports 2006, Salzburg – Austria (<http://w4.ub.uni-konstanz.de/cpa/issue/view/ISBS2006> – 15.05.2011).
3. Głowacka-Kwiecień A., Jochymczyk K., Jureczko P., Łosień T.: Gait analysis of hemiplegic children. W: Materiały konf. "Applied Mechanics". Smolenice 2009.
4. Tejszerska D., Świtoński E., Michnik R., Głowacka-Kwiecień A. i in.: Identyfikacja sił mięśniowych podczas chodu dzieci z zaburzeniami neurologicznymi. „Aktualne Problemy Biomechaniki” 2010, nr 4, s. 259 – 262.