

**Dagmara TEJSZERSKA**, Eugeniusz ŚWITOŃSKI, Robert MICHNIK, Agnieszka GŁOWACKA, Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK, Paweł JURECZKO Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

## **IDENTYFIKACJA SIŁ MIĘŚNIOWYCH PODCZAS CHODU DZIECI Z ZABURZENIAMI NEUROLOGICZNYMI**

**Streszczenie.** W pracy przeprowadzono badania doświadczalne oraz badania modelowe chodu dzieci z zaburzeniami neurologicznymi. W obliczeniach numerycznych wykorzystano model matematyczny ruchu kończyn dolnych pozwalający na wyznaczenie sił generowanych przez mięśnie. Identyfikację sił mięśniowych przeprowadzono przy wykorzystaniu metod optymalizacyjnych.

### **1. WSTĘP**

Zaburzenia czynności motorycznych oraz funkcji lokomocyjnych są jednym z objawów schorzeń o podłożu neurologicznym. Znajomość pobudzeń mięśniowych podczas wykonywania ruchu przez pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi umożliwia dokładniejszą diagnozę oraz lepszy dobór odpowiednich metod leczenia. W badaniach klinicznych pacjentów neurologicznych do wspomagania diagnostyki coraz częściej wykorzystywane są nowoczesne systemy do analizy ruchu funkcjonujące w oparciu o metody fotogrametryczne. Badania tego typu pozwalają na wyznaczenie kinematyki, sił reakcji podłoża oraz pobudzeń mięśni. W tym ostatnim przypadku wykorzystywana jest powierzchniowa metoda EMG. Pomiar elektromiograficzny stał się przydatnym narzędziem diagnostycznym w badaniach biomechanicznych, takich jak posturografia, analiza chodu, czy też inne czynności ruchowe. Elektromiografia powierzchniowa sEMG jest też często wykorzystywana w rozpoznawaniu zaburzeń neurologicznych i nerwowomięśniowych [4]. Pozwala ona na określenie działania tylko największych mięśni znajdujących się pod skórą. Zastosowanie modelowania matematycznego umożliwia wyznaczenie sił mięśniowych, które znajdują się zarówno pod powierzchnią skóry oraz w głębszych warstwach. Ponadto dzięki obliczeniom numerycznym mamy możliwość wyznaczenia obciążeń układu szkieletowego. W przypadku pacjentów ze schorzeniami neurologicznymi często na skutek nieprawidłowego działania mięśni dochodzi do znacznych przeciążeń układu szkieletowego.

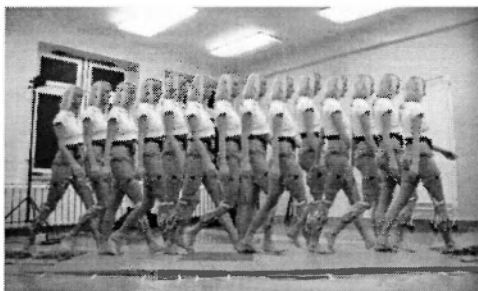
### **2. CEL I ZAKRES PRACY**

Celem pracy jest identyfikacja sił generowanych przez mięśnie za pomocą modelu matematycznego kończyny dolnej podczas chodu u dzieci zdrowych oraz dzieci z zaburzeniami neurologicznymi.

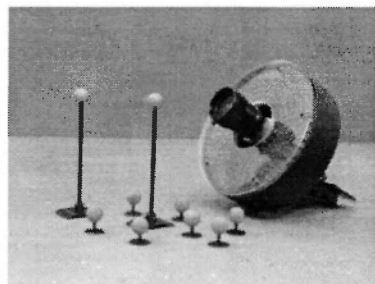
W pracy przedstawiono: metodykę badań doświadczalnych oraz badań modelowych chodu dzieci, wartości sił mięśniowych oraz wartości reakcji w poszczególnych stawach w płaszczyźnie strzałkowej.

### 3. METODYKA BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

W badaniach wzięło udział siedmioro dzieci zdrowych oraz siedmioletnie dziecko z lewostronną hemiplegią, które zostało przebadane miesiąc po podaniu toksyny botulinowej. Badania doświadczalne przeprowadzono w Górnośląskim Centrum Zdrowia Dziecka w Katowicach. W badaniach wykorzystano system do trójwymiarowej analizy ruchu BTS Smart, za pomocą którego wyznaczono wielkości kinematyczne oraz zintegrowane z tym systemem dwie platformy dynamometryczne Kistlera umożliwiające pomiar składowych sił reakcji podłoża. Otrzymane wielkości kinematyczne oraz składowe siły reakcji podłoża posłużyły jako dane wejściowe do modelu matematycznego kończyny dolnej.



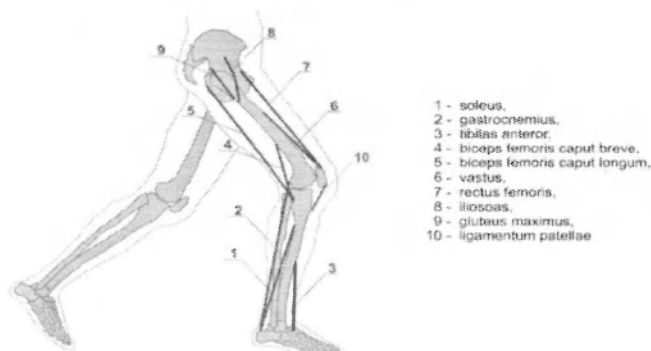
Rys. 1. Laboratorium analizy chodu



Rys. 2. Elementy systemu BTS Smart

### 4. METODYKA BADAŃ MODELOWYCH

W przeprowadzonych badaniach wykorzystano model matematyczny ruchu kończyn dolnych. Model ten wykorzystywany był do identyfikacji sił mięśniowych podczas chodu pacjentów po zabiegach alloplastyki stawów biodrowych lub kolanowych [2,3] oraz chodu dzieci ze schorzeniami w obrębie stopy [1]. W modelu tym kończyny traktowane są jako układ trzech sztywnych członów poruszających się ruchem płaskim połączonych za pomocą par kinematycznych klasy V. W modelu uwzględnionych zostało dziewięć mięśni (rys. 3).

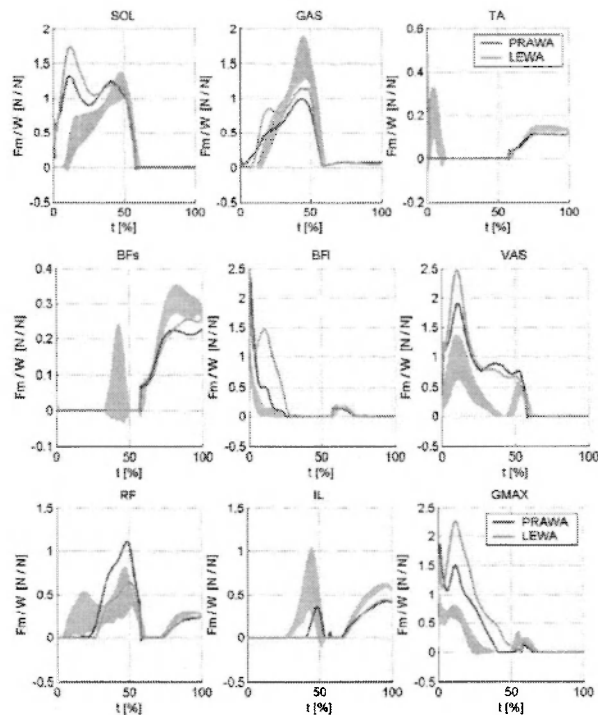


Rys. 3. Mięśnie uwzględnione w modelu matematycznym kończyny dolnej

Identyfikacja obciążeń układu szkieletowo-mięśniowego przeprowadzana jest w dwóch etapach. W etapie pierwszym na podstawie wielkości kinematycznych, sił reakcji podłoża wyznaczonych za pomocą systemu BTS obliczane są wypadkowe momenty sił mięśniowych działających na stawy kończyny dolnej. W następnym etapie przy wykorzystaniu metod optymalizacyjnych wyznaczane są siły mięśniowe. Rozwiązywane jest zadanie optymalizacyjne, w którym przyjęto funkcję celu w postaci minimum sumy kwadratów sił mięśniowych.

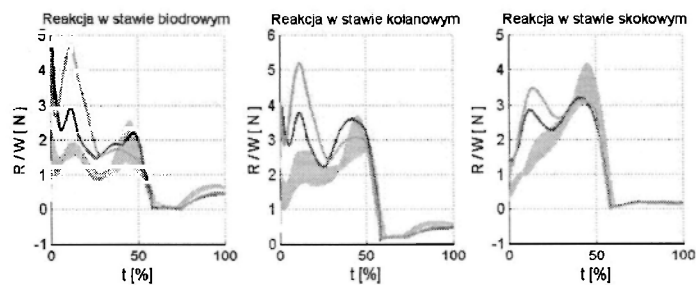
## 5. WYNIKI BADAN

W pracy przedstawiono przykładowe wyniki badań przebiegów sił mięśniowych w czasie pojedynczego cyklu chodu, a także reakcji w stawie skokowym, kolanowym oraz biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej. Wyniki zostały odniesione do dzieci zdrowych i oznaczone kolorem szarym na wykresach.



Rys. 5. Przebiegi sił mięśniowych w czasie pojedynczego cyklu chodu (gdzie: SOL – *m. soleus*, GAS – *m. gastrocnemius*, TA – *m. tibialis anterior*, BFb – *m. biceps femoris caput breve*, BFl – *m. biceps femoris caput longum*, VAS – *m. vastus*, RF – *m. rectus femoris*, IL – *m. iliopsoas*, GMAX – *m. gluteus maximus*)

Na podstawie przeprowadzonych badań modelowych stwierdzono, że wartości sił mięśniowych, dla dziecka z lewostronną hemiplegią miesiąc po podaniu toksyny botulinowej, znacznie różnią się od wartości tych sił dla dzieci zdrowych, zarówno dla prawej jak i lewej kończyny.



Rys. 4. Reakcje w poszczególnych stawach kończyny dolnej w płaszczyźnie strzałkowej

Na wykresach reakcji w stawie skokowym, kolanowym oraz biodrowym stwierdzono również różnice dla dziecka z lewostronną hemiplegią, w porównaniu z grupą dzieci zdrowych.

## 6. WNIOSKI

Przedstawione wyniki badań modelowych niewątpliwie stanowią cenne uzupełnienie doświadczalnych metod diagnostycznych. Praca ma charakter poglądowy i wymaga przeprowadzenia większej ilości badań, zarówno dla dzieci chorych, jak i zdrowych. W dalszym etapie przeprowadzone zostaną badania dla dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym przed podaniem i po podaniu toksyny botulinowej, a także zostanie sprawdzona poprawność wyników wartości sił mięśniowych otrzymanych z modelu matematycznego z wynikami pomiarów sygnałów EMG uzyskanych z badań doświadczalnych przy wykorzystaniu zestawu do elektromiografii powierzchniowej BTS Pocket EMG.

## LITERATURA

- [1] Jurkojć J., Michnik R., Pauk J.: Identification of muscle forces acting in lower limb with use planar and spatial mathematical model, *Journal of Vibroengineering*, Volume 11, Issue 3, September 2009, p.566-570
- [2] Michnik R., Jurkojć J., Guzik A., Tejszerska D.: Analysis of loads of the lower limb during gait, carried out with the use of the mathematical model, made for patients during rehabilitation progress, *Eccomas Conference "Multibody Dynamics 2007" Conference Information Booklet & Book of Abstracts, Milano 2007*
- [3] Michnik R., Jurkojć J., Tejszerska D., Rycerski W.: Monitoring of rehabilitation progress with the help of the mathematical modeling dedicated to patients after hip and knee replacement, *Journal of Biomechanics*, vol. 39, sup. 1, Abstracts of the 5<sup>th</sup> World Congress of Biomechanics, Munich, Germany 2006, pp. S93
- [4] Pauk J.: Different techniques for EMG signal processing. *Vibromechanika, Journal Of Vibroengineering*, , Volume 10, Issue 4, December 2008, s. 571-576

**Praca naukowa finansowana ze środków na naukę w latach 2009-2011 jako projekt badawczy.**

## **IDENTIFICATION OF MUSCLE FORCES DURING GAIT OF CHILDREN WITH NEUROLOGICAL DISORDERS**

Summary. This work investigates the experimental and model studies of children's gait with neurological disorders. In numerical calculations was used a mathematical model of motion of the lower limbs, which helps to determine the forces generated by muscles. Identification of muscle forces was conducted using optimization methods.