

Katarzyna JOCHYMCZYK-WOŹNIAK<sup>1</sup>, Katarzyna NOWAKOWSKA<sup>1</sup>,  
Robert MICHNIK<sup>1</sup>, Sabina WOLNY<sup>2</sup>, Barbara MIKULA<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Katedra Biomechatroniki, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

<sup>2</sup> Studenckie Koło Naukowe Biomechatroniki „BIOKREATYWNI”, Wydział Inżynierii Biomedycznej, Politechnika Śląska

## BIOMECHANICZNA ANALIZA CHODU PACJENTÓW ZAOPATRZONYCH W ORTEZY STAWU SKOKOWEGO – DONIESIENIE WSTĘPNE

**Streszczenie:** W niniejszej pracy przedstawiono biomechaniczną analizę chodu pacjentów poruszających się w ortezach, u których zdiagnozowano mózgowie porażenie dziecięce lub pacjentów po operacji przepukliny oponowo-rdzeniowej. Badanie chodu przeprowadzono z wykorzystaniem systemu BTS Smart. Analizę przeprowadzono na podstawie zarejestrowanych w trakcie badania parametrów kinematycznych chodu oraz obliczonego wydatku energetycznego. Na podstawie uzyskanych wyników wykazano wpływ dobranych ortez na jakość chodu poszczególnych pacjentów.

**Słowa kluczowe:** analiza chodu, orteza, wskaźniki chodu, BTS Smart, wydatek energetyczny

### 1. WSTĘP

Chód stanowi podstawę lokomocji ciała człowieka, którą rozumie się jako przemieszczenie poszczególnych punktów ciała względem pewnego układu odniesienia. Badania wykazują, iż codziennie człowiek spędza średnio 10% czasu na czynnościach przemieszczania, wykonując przy tym średnio 6000 kroków [1]. Niezaprzeczalna istota lokomocji podczas życia codziennego skłoniła naukowców do poszerzania wiedzy, analizując chód przy pomocy coraz bardziej zaawansowanych systemów pomiarowych. Obecnie dostarczają one szereg danych wskazujących na zmiany momentów oraz kątów w stawach podczas każdej chwili czasowej cyklu chodu. Otrzymane wyniki pozwalają na dogłębne badanie zmian chodu pod wpływem zastosowanego leczenia, rehabilitacji oraz umożliwiają obiektywną ocenę narządu ruchu, zastępując subiektywną ocenę lekarską. Ze względu na dużą ilość danych pochodzących z systemów do analizy ruchu, do oceny funkcji lokomocyjnych coraz częściej wykorzystuje się wskaźniki chodu GGI (*ang. Gillette Gait Index*), GDI (*ang. Gait Deviation Index*). Można również obliczyć wydatek energetyczny (WE) [7].

Wskaźnik GGI opracowany został przez Schutte i wsp. [8] w 2000 roku. Wykorzystując analizę głównych składowych PCA oraz szesnaście parametrów chodu można wyliczyć bezwymiarowy współczynnik normalności, świadczący o odległości wzorca chodu badanego względem wartości zarejestrowanych u osób zdrowych. Parametry wykorzystywane do obliczenia wskaźnika obejmują: procentowy udział fazy podporowej, prędkość chodu znormalizowana przez długość kończyny dolnej, częstotliwość stawiania kroków, średnie

przodopochylenie miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, zakres ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, średnia rotacja miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, minimalne zgięcie stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, zakres ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, maksymalne odwodzenie stawu biodrowego w fazie podporowej, zgięcie stawu kolanowego na początku kontaktu z podłożem, czas do maksymalnego zgięcia kolana, zakres zginania-prostowania stawu kolanowego, szczytowe zgięcie grzbietowe w fazie podporowej, szczytowe zgięcie grzbietowe w fazie wymachowej, średnie ustawienie stopy względem linii kierunkowej w fazie podporowej. Wykorzystując znajomość położenia środka ciężkości ciała człowieka możliwe jest wyznaczenie wydatku energetycznego podczas chodu [2]. Można go wyznaczać jako sumę energii potencjalnej i kinetycznej środka ciężkości ciała, znormalizowanej względem masy ciała oraz długości kroku [7]. Zaburzenia w obrębie aparatu ruchu towarzyszą wielu jednostkom chorobowym m.in. mózgowemu porażeniu dziecięcemu czy przepuklinie oponowo - rdzeniowej [3, 6]. Ze względu na różne stopnie zaawansowania schorzenia oraz potrzebę częściowego zrekompensowania utraconych możliwości ruchowych konieczne jest dopasowanie odpowiedniego zaopatrzenia ortopedycznego.

Celem niniejszej pracy była biomechaniczna analiza chodu pacjentów z dysfunkcjami narządu ruchu korzystających z zaopatrzenia ortopedycznego.

## 2. MATERIAŁ I METODY

Badania chodu przeprowadzono na grupie 5 pacjentów, oznaczonych symbolami B1-B5, zaopatrzonych w ortozy: trzech pacjentów dotkniętych mózgowym porażeniem dziecięcym oraz dwóch po operacji przepukliny oponowo-rdzeniowej. Rejestrowano chód pacjentów w ortezach oraz bez ortez (Rys. 1).



**Rys. 1. Przebieg badania, chód bez ortez (z lewej) oraz w ortezach (z prawej) [opracowanie własne]**

Do rejestracji chodu wykorzystano system do trójpłaszczyznowej analizy ruchu BTS Smart składający się z: 6 kamer emitujących światło podczerwone, 2 kamer wideo przechwytyjących obraz, dwóch platform dynamometrycznych firmy Kistler, jednostki sterującej oraz oprogramowania. Na ciele osoby badanej umieszczono markery rozmieszczone zgodnie z modelem Davisa. Dla przejść w ortezach markery w obrębie stopy zostały naklejone na ortezie/bucie w miejscach odpowiadających odpowiednim punktom antropometrycznym (pięta kość śródstopia, kostka boczna, guz piętowy).

Bazując na zmianie położenia środka ciężkości ciała wyznaczono wydatek energetyczny w czasie chodu (WE). Wyznaczony został jako średnia wartość zmian energii całkowitej ciała w cyklu chodu (suma średniej wartości zmian energii potencjalnej i wypadkowej energii kinetycznej środka ciężkości ciała), standaryzowana względem masy ciała i przebytego

dystansu. Analizie poddano również parametry wykorzystywane do obliczenia wskaźnika GGI z wyłączeniem wartości otrzymanych dla stawów: kolanowego oraz skokowego, ze względu na fakt, że naklejenie markerów na ortezę, a nie bezpośrednio w anatomicznych miejscach odpowiadających wskazanym stawom niesie za sobą duże ryzyko zmniejszenia wiarygodności wyników. Ze względu na fakt, iż wartość 6 z 16 parametrów budujących wskaźnik GGI budzi wątpliwość, autorzy postanowili nie poddawać analizie wartości wskaźnika GGI. Wartości normatywne dla wyznaczonych parametrów oraz wartości wydatku energetycznego (WE) zaczerpnięto z poprzednich prac autorów [5, 7], gdzie grupę odniesienia stanowiło 56 zdrowo rozwijających się dzieci (7 – 17 lat).

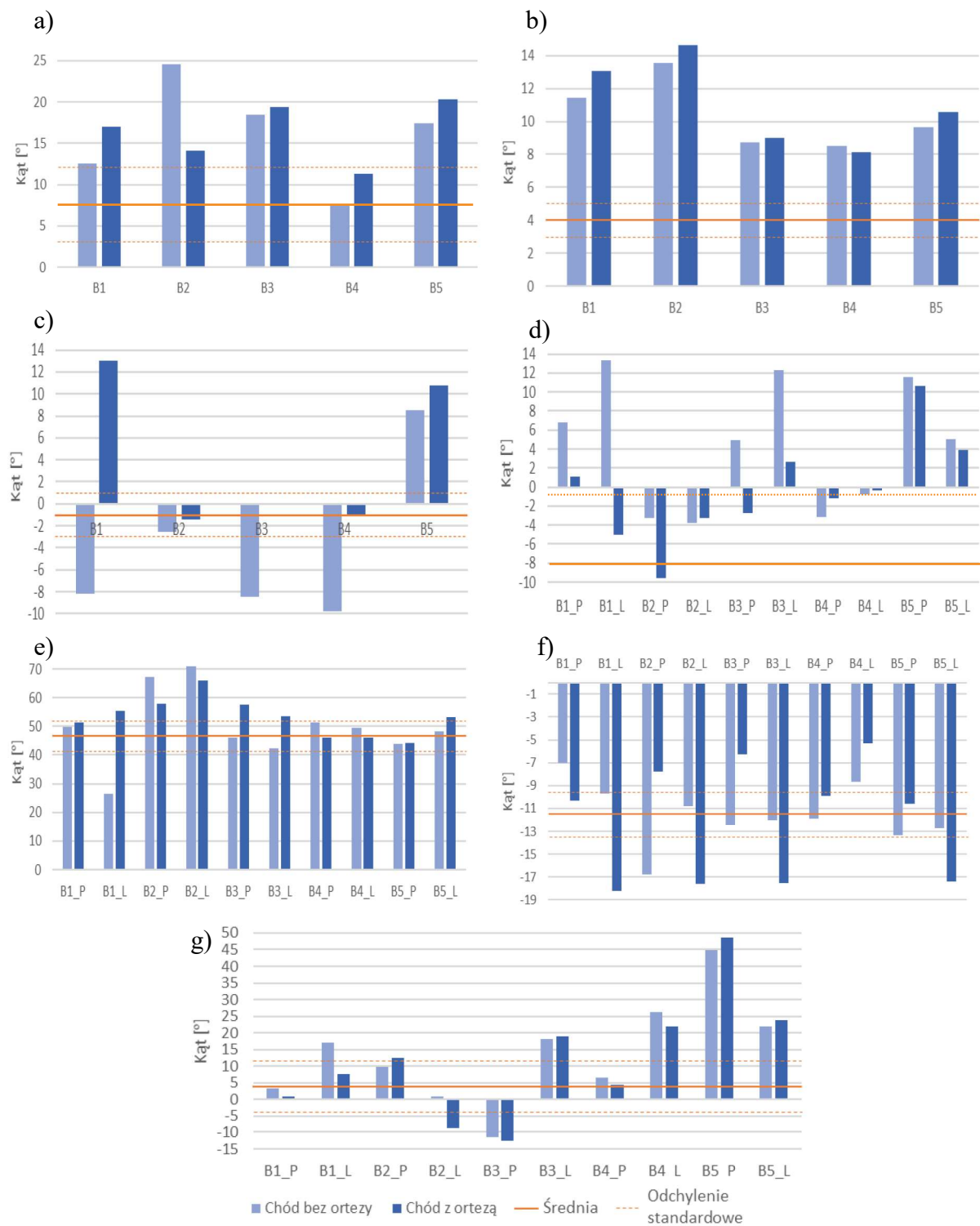
### 3. WYNIKI I DYSKUSJA

Otrzymane wartości budujące wskaźnik GGI zestawiono w sposób tabelaryczny (Tab. 1) oraz graficzny (Rys. 2), dla przejść zarejestrowanych bez i z zaopatrzeniem ortopedycznym. Ponadto na każdym rysunku naniesiono wartość średnią wraz z odchyleniem standardowym otrzymane z badań literaturowych [5].

**Tab. 1. Parametry czasowo-przestrzenne z podziałem na przejścia z ortezami (O) oraz bez ortez (BO) [opracowanie własne, 5]**

Osoba badana	Parametr wskaźnika GGI									
	Procentowy udział fazy podporowej [%]				Prędkość chodu [m/s]				Częstotliwość kroku [krok/s]	
	BO		O		BO		O		BO	O
	P	L	P	L	P	L	P	L		
1	64,74	68,32	63,67	64,92	1,58	1,59	1,44	1,47	3,16	2,03
2	55,41	58,77	59,85	61,43	2,3	2,3	1,09	1,09	2,64	2,21
3	65,92	62,05	60,27	61,88	1,15	0,81	1,68	1,66	2,25	2,21
4	59,65	61,54	61,99	60,80	0,86	0,86	0,53	0,53	2,4	2,08
5	64,68	67,77	64,54	69,55	1,2	1,2	0,7	0,7	2,14	1,89
Norma	58,92 ± 1,5				1,56 ± 0,28				2,06 ± 0,24	

Zgodnie z tabelą 1 zastosowanie zaopatrzenia ortopedycznego wpłynęło na obniżenie prędkości chodu oraz częstotliwości stawiania kroków. Częstotliwość stawiania kroków oraz procentowy udział fazy podporowej dla większości pacjentów zbliżyły się do średniej wartości dla normy. Wartości kinematyczne otrzymane dla pacjentów odbiegają od przyjętej normy [5] (Rys. 2). W przypadku 4 z 5 pacjentów poruszających się w ortezach przodopochylenie miednicy pogłębiło się, odbiegając od normy (Rys. 2a). Podobnie zakres ruchu w płaszczyźnie strzałkowej znacznie wykracza poza normę (Rysunek 2b). Zmiany pomiędzy wartościami w ortezie i bez są tak niewielkie, że mogą nie mieć istotnego wpływu na jakość poruszania się. Dla chodu w ortezach wartości średniej rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej dla 3 z 5 osób uległy poprawie i znajdują się w normie. Dla pozostałych osób (B1, B5) znacznie odbiegają od wartości uzyskanej dla grupy kontrolnej (Rys. 2c). Minimalne zgięcie oraz zakres ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej jest najbardziej zbliżony do wartości normatywnej (Rys. 2d). Zastosowanie ortez dla większości przypadków wpłynęło na unormowanie parametrów (Rys. 2e). Zastosowanie zaopatrzenia ortopedycznego negatywnie wpłynęło na minimalne odwodzenie w stawie biodrowym (Rys. 2f). Nie odnotowano jednoznacznych zmian dla średniej rotacji w fazie podporowej dla chodu w ortezach (Rys. 2g). Na podstawie otrzymanych wyników nie można jednoznacznie stwierdzić poprawy analizowanych parametrów dla chodu w ortezach.



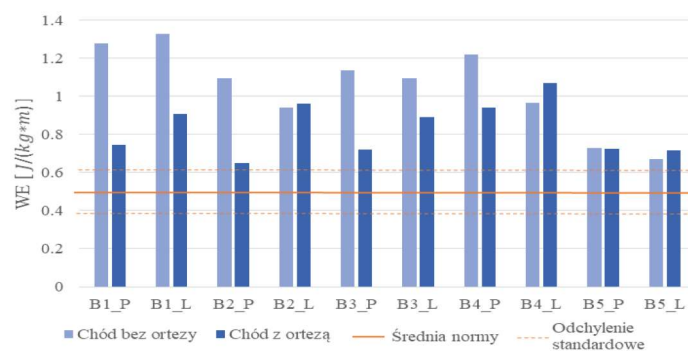
**Rys. 2.** Wartości kątowe zarejestrowane dla: a) średniego przodopochylenia miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, b) zakresu ruchu miednicy w płaszczyźnie strzałkowej, c) średniej rotacji miednicy w płaszczyźnie poprzecznej, d) minimalnego zgięcia stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, e) zakresu ruchu stawu biodrowego w płaszczyźnie strzałkowej, f) minimalnego odwodnienia stawu biodrowego, g) średniej rotacji stawu biodrowego w fazie podporowej [opracowani własne, 5]

W tabeli 2 zestawiono średnie wartości WE dla pacjentów uzyskane w badaniu w ortezach oraz bez ortez z normą (średnia wartość WE dla grupy normatywnej) [7]. Uzyskana wartość średnia WE dla chodu bez zaopatrzenia ortopedycznego jest o  $0.24 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$  wyższa od

wartości normatywnej. Podczas chodu w ortezach średnia wartość WE dla całej grupy obniżyła się o  $0.1 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ .

**Tab 2. Zestawienie wartości wydatku energetycznego uzyskanych w wyniku badań własnych oraz zgromadzonych na podstawie literatury [opracowanie własne, 7]**

	WE [ $\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ ]
Ortezy	$0.64 \pm 0.16$
Brak ortez	$0.74 \pm 0.2$
Norma [7]	$0.5 \pm 0.11$



**Rys. 3. Wartość wydatku energetycznego w cyklu prawej i lewej kończyny dolnej [opracowanie własne, 5]**

Dla dwóch badanych pacjentów (B1, B3) zarejestrowano spadek wartości wydatku energetycznego podczas chodu w ortezach, wynoszący około  $0.5 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . Dla pacjentów B2 i B4 zanotowano obniżenie wartości WE w cyklu chodu tylko jednej kończyny dolnej. Obniżenie wydatku energetycznego może wynikać ze zmniejszenia prędkości chodu w ortezach. Tylko dla jednego pacjenta (B4) odnotowano wzrost wartości WE dla chodu w ortezach przekraczający  $0.1 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ . U pacjenta B5 nie zanotowano istotnej zmiany wartości WE dla badania w ortezach i bez ortez (Rys 3), co może budzić wątpliwość prawidłowego doboru zaopatrzenia ortopedycznego.

#### 4. WNIOSKI

Na podstawie przeprowadzonej analizy parametrów kinematycznych budujących wskaźnik GGI, nie można jednoznacznie wnioskować o poprawie jakości chodu przebadanych osób w zaopatrzeniu ortopedycznym. Dla chodu w ortezach, dla dwóch badanych pacjentów odnotowano znaczne obniżenie się wartości wydatku energetycznego. U dwóch kolejnych pacjentów zauważono różne kierunki zmian WE w cyklu chodu prawej i lewej kończyny dolnej. Uzyskane wyniki wskazują na konieczność przeprowadzenia powyższych analiz na większej grupie badawczej. Powszechnie wykorzystywane wskaźniki chodu (GGI, GDI) nie są miarodajne w ocenie narządu ruchu pacjentów korzystających z zaopatrzenia ortopedycznego w postaci ortez kończyn dolnych, w związku z czym należy poszukiwać innych narzędzi pozwalających na obiektywną, ilościową analizę chodu.

#### LITERATURA

- [1] Morlocka M., Schneiderb E., Bluhma A., Vollmera M. i Bergmann G.: Duration and frequency of every day activities in total hipp atients (In:) Journal of Biomechanics. p. 873–881, 2001.

- [2] Chwała W.: Wpływ prędkości na zmiany położenia środka ciężkości ciała i sprawność mechanizmu odzyskiwania energii w chodzie fizjologicznym i sportowym, Wyd. AWF Kraków, 2013.
- [3] Jochymczyk-Woźniak K., Michnik R., Nowakowska K., Bartecka W., Koszutski T., Pastuszka A.: The long-term effects of surgery in patients with myelomeningocele and their influence on the parameters of gait - preliminary research (In:) Information technology in biomedicine. Proceedings 6th International Conference, (ed.) Pietka E., Badura P., Kawa J., Wieclawek W., Advances in Intelligent System and Computing, vol. 762, p. 602-611, 2019.
- [4] Jochymczyk-Woźniak K., Nowakowska K., Michnik R., Konopelska A., Luszawski J., Mandera M.: Assessment of locomotor functions of patients suffering from cerebral palsy qualified to treat by different methods. Innovation in biomedical engineering, (ed.) M. Gzik, E. Tkacz, Z. Paszenda, E. Piętka, Cham: Springer International Publishing, 2018, Advances in Intelligent System and Computing, vol. 623, p. 225-233.
- [5] Jochymczyk-Woźniak K., Nowakowska K., Michnik R., Gzik M., Wodarski P., Gorwa J., Janoska P.: Three-dimensional children gait pattern – reference data for healthy children aged between 7 and 17. In Information Technologies in Medicine 5th International Conference (ed.) Piętka E., Badura P., Kawa J., Wieclawek W., Advances in Intelligent System and Computing, vol. 762, p. 586-601, 2018
- [6] Michnik R., Kopyta I., Jochymczyk-Woźniak K. (red.): Wykorzystanie metod inżynierskich w analizie chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym, Wyd. Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2016.
- [7] Michnik R., Nowakowska K., Jurkojć J., Jochymczyk-Woźniak K., Kopyta I.: Motor functions assessment method based on energy changes in gait cycle. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 2017, vol. 19, no. 4, p. 63-75.
- [8] Schutte L.M., Narayanan U., Stout J.L., Selber P., Gage J.R., Schwartz M.H.: An index for quantifying deviations from normal gait. Gait & Posture, vol. 11, 2000, p. 25-31.
- [9] Schwartz M., Rozumalski A.: The gait deviation index: A new comprehensive index of gait pathology. Gait & Posture, vol. 28, 2008, p. 351-357.
- [10] Jochymczyk-Woźniak K., Nowakowska K.: Ocena chodu dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym na podstawie wskaźnika GDI. Aktualne Problemy Biomechaniki, 2014, s. 127-132.

## **BIOMECHANICAL ANALYSIS OF GAIT IN PATIENTS WITH ANKLE-FOOT ORTHOSES - PRELIMINARY RESEARCH**

**Abstract:** This article presents biomechanical analysis of gait patients with ankle-foot orthoses, who were diagnosed with cerebral palsy or patients after a surgery for myelomeningocele. The gait test was performed using the BTS Smart system. The analysis was based on the kinematic parameters of gait recorded during the study and the calculated energy expenditure. On the basis of the results obtained, the influence of selected orthoses on the quality of walking of individual patients was demonstrated.