

# WPLYW ZASTOSOWANIA ORTOZ KOŃCZYN DOLNYCH NA STABILNOŚĆ POSTURALNĄ U DZIECI Z MÓZGOWYM PORAZENIEM DZIECIĘCYM

## THE INFLUENCE OF THE USE OF LOWER LIMBS ORTHOSES ON POSTURAL STABILITY OF CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY

Urszula Nowacka<sup>1\*</sup>, Anna Skrzek<sup>1</sup>, Marcin Bonikowski<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wydział Fizjoterapii, Zakład Diagnostyki w Dysfunkcjach Narządu Ruchu, Katedra Fizjoterapii i Terapii Zajęciowej w Dysfunkcjach Narządu Ruchu, 51-612 Wrocław, al. I J. Paderewskiego 35

<sup>2</sup> Mazowieckie Centrum Neuropsychiatrii Sp. z o.o.,  
Zagórze k/ Warszawy, 05-462 Wiązowna

\* e-mail: ulanowacka2@gmail.com

### STRESZCZENIE

Celem pracy była ocena stabilności ciała i jej mechanicznej kontroli przy staniu swobodnym na bosu i staniu w ortozach kończyn dolnych u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. Badaniami objęto 40 dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym (MPDz) – pacjentów Mazowieckiego Centrum Neuropsychiatrii w Zagórze koło Warszawy. Grupę badawczą podzielono na dwie podgrupy ze względu na postać kliniczną MPDz: 20 osób z niedowładem połowicznym i 20 osób z niedowładem obustronnym. Wiek badanych mieścił się w przedziale 2–15 lat. Do oceny stabilności ciała i jej mechanicznej kontroli wykorzystano metodę stabilograficzną przy użyciu sprzętu AMTI NetForce OR6-7-1000. Pomiar równowagi przeprowadzono w dwóch pozycjach: stojącej swobodnie na bosu i stojącej swobodnie w ortozach kończyn dolnych. Wyniki badań wskazują, że do poprawy stabilności ciała w pozycji stojącej po założeniu ortoz kończyn dolnych dochodzi w obu grupach badawczych, co objawia się zmniejszeniem wartości parametrów stabilograficznych. Istotne zmiany wykazano jedynie w grupie dzieci z niedowładem połowicznym, w zakresie: przemieszczenia COP lewo-prawo, średniej prędkości oraz długości całkowitej stabilogramu.

### ABSTRACT

The aim of the work was the evaluation of differences in the postural stability and its mechanical control between free bare feet standing position and standing position in lower limbs' orthoses of children suffering from cerebral palsy. The examination included 40 children with cerebral palsy from Mazowieckie Centre of Neuropsychiatry in Zagórze, near Warsaw. The research group was divided into two subgroups: 20 persons with hemiparesis and 20 with diparesis. The examined children were aged between 2-15. The examination of body stability and its mechanical control was carried on with the help of the stabilographic method by means of AMTI NetForce OR6-7-1000 equipment. Balance was measured in these two tests: free standing, bare feet and standing with orthotics of lower limbs. An improvement in terms of lowering the values of stabilographic

parameters of the body stability in both research groups after using lower limbs' orthotics, was stated. Significant changes were observed only in the group of children with hemiparesis in the range of: left-right COP movement, mean speed and length of stabilogram.

Słowa kluczowe: mózgowe porażenie dziecięce, stabilność postawy ciała, ortozy kończyn dolnych, posturografia

Key words: cerebral palsy, postural stability, lower limbs' orthoses, posturography

## 1. Wstęp

Stabilność posturalna jest definiowana jako zdolność do utrzymania i kontroli środka ciężkości ciała (ang. *Center Of Gravity*, COG) nad płaszczyzną podparcia, utworzoną przez obie stopy. Chroni przed ewentualnym upadkiem oraz pozwala na zakończenie podjętej czynności ruchowej [1, 2]. Utrzymanie równowagi przez człowieka wymaga precyzyjnej współpracy wszystkich segmentów ciała. Aferentne drogi odruchów postawnych związane są głównie z trzema źródłami informacji: wzrokowym, z układem przedsionkowym oraz receptorami skórnymi i proprioceptywnymi. Pośrednikiem rejestracji i przetwarzania sygnałów aferentnych i generacji decyzji w drogach eferentnych jest ośrodkowy układ nerwowy (OUN) [3,4].

Mózgowe porażenie dziecięce (MPDz) jest najbardziej powszechną przyczyną zaburzeń ruchu i postawy ciała u dzieci [5]. Prognozowanie umiejętności ruchowych możliwe jest od trzeciego roku życia. Jest ono ściśle uzależnione od rodzaju i lokalizacji uszkodzenia OUN oraz stanu funkcjonalnego dziecka. Wyróżnia się cztery typy zespołów zaburzeń ruchowych: postaci spastyczne, postaci pozapiramidowe (dyskinetyczne), postaci mózdkowe (ataktyczne) oraz postaci mieszane. Zespół spastyczny występuje najczęściej (83%) [6, 7]. Charakteryzuje się on wzmożeniem tonicznych odruchów na rozciąganie (napięcia mięśniowego) w zależności od szybkości rozciągania [8]. Ze względu na klasyfikację topograficzną wyróżnia się następujące rodzaje: hemiplegię, diplegię, kwadriplegię, paraplegię, triplegię oraz monoplegię [9]. W niniejszej pracy posłużono się jednak inną klasyfikacją spastycznej postaci MPDz, wyróżniającą porażenie połowicze i obustronne [10].

W wyniku uszkodzenia ośrodkowego układu nerwowego u dzieci dotkniętych porażeniem mózgowym dochodzi do zaburzeń przetwarzania informacji w łańcuchu receptor-mózg-efektor [11]. Najczęściej obserwuje się nadmierne i przetrwałe, poza okres fizjologicznego występowania, odruchy toniczne, które hamują rozwój mechanizmów kontroli posturalnej – reakcji prostowania i równowagi. Te nieprawidłowe wzorce, przetrwałe odruchy wbudowane we wzorce ruchowe, tworzące się w trakcie nabywania przez dziecko umiejętności kolejnych czynności ruchowych, zaburzają jego postawę, a tym samym utrudniają utrzymanie równowagi w wyższych pozycjach [12].

Swoboda, z jaką zdrowy człowiek utrzymuje równowagę w postawie stojącej powoduje, że traktujemy stabilność posturalną jako coś oczywistego [13]. Z drugiej strony orientacja ciała w polu grawitacyjnym oraz wielosegmentowa jego budowa, jak i znaczna wysokość ciała i mała powierzchnia podparcia powodują, że w warunkach statycznych postawa stojąca człowieka jest niestabilna [14]. Ogata (1974r.) określił tę stabilność jako nieasympotyczną, stabilność w określonym obszarze utworzonym przez obrys stóp, w którym przemieszcza się we wszystkich kierunkach rzut środka ciężkości [15]. Ciało ludzkie wykazuje w ten sposób ciągły ruch oscylacyjny nazwany spontanicznym kołysaniem w kierunku: przód-tył (P-T) oraz lewo-prawo (L-P) [16, 17]. Wektor rzutu środka ciężkości prawie pokrywa się z wektorem siły reakcji podłoża, która jest odzwierciedleniem wypadkowej środkowego punktu nacisku stóp na podłoże (ang. *Center Of Pressure*, COP), czyli rzutu COG na powierzchnię podparcia [18].

Przyjmuje się, że w swobodnej pozycji stojącej proces utrzymania równowagi zależy głównie od sił rozwijanych przez mięśnie, których czynność jest związana z ruchami w stawach skokowych [19]. Doniesienia Ferdjallah i współ. (2002r.) dotyczące zaburzonej kontroli postawy u dzieci z mózgowym porażeniem sugerują, iż słaba kontrola ze strony stawu skokowego jest przyczyną kompensacji postawy u dzieci z MPDz [20]. Celem usprawniania dzieci z porażeniem mózgowym jest zapewnienie

odpowiednich aktywności ruchowych i możliwości w ich uczestniczeniu, promując skuteczną rehabilitację, minimalizując deformacje kończyn, redukując ból, angażując poznawcze i/lub behawioralne strategie rozwoju [21].

Zaopatrzenie ortopedyczne odgrywa istotną rolę w procesie rehabilitacji dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym. Ortozy powinny być dostosowane do aktualnego, funkcjonalnego celu terapii. Nigdy nie powinny być stosowane w odosobnieniu, a zawsze jako element ciągłego procesu rehabilitacji. Celem stosowania sztywnych ortoz typu AFO (ang. *ankle-foot orthoses*) jest zapobieganie deformacjom, wspieranie prawidłowej mechaniki stawów oraz wspomaganie aktywności ruchowej [22, 23]. Nadrzędnym celem ortoz do chodzenia jest przywrócenie 5 warunków chodu prawidłowego. AFO są zalecane w osłabieniu zginaczy grzbietowych i podszwowych stopy, spastyczności powodującej końsko-szpotaawe ustawienie stopy, przy słabych prostownikach kolana i zaburzonej propriocepcji. Sztywna budowa ortozy blokuje zgięcie podszwowe i grzbietowe oraz pronację/ supinację stopy [24].

## 2. Cel pracy

Celem badań było określenie na podstawie parametrów posturograficznych różnic stabilności ciała i jej mechanicznej kontroli pomiędzy swobodnym stanem na boso a stanem w ortozach kończyn dolnych u dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym.

## 3. Materiał badawczy i metody badań

W badaniach wzięło udział 40 osób, spośród których wyodrębniono dwie grupy: dzieci z niedowładem połowicznym – 20 osób (prawostronny 10 osób i lewostronny 10 osób) oraz z niedowładem obustronnym – 20 osób. W grupie dzieci z niedowładem połowicznym było 6 dziewczynek i 14 chłopców. Średnia wieku w całej grupie wynosiła 5,20 lat ( $\pm 1,67$  lat), średni wzrost 111,35 cm ( $\pm 12,05$  cm), średnia masa 19,75 kg ( $\pm 5,48$  kg). W grupie dzieci z niedowładem obustronnym było 9 dziewczynek i 11 chłopców. Średnia wieku w całej grupie wynosiła 7,00 lat ( $\pm 3,524$  lat), średni wzrost 118,85 cm ( $\pm 19,85$  cm), średnia masa 23,35 kg ( $\pm 12,46$  kg). Wszyscy pacjenci byli pod opieką Mazowieckiego Centrum Neuropsychiatrii Sp. z o.o.

Warunkiem zakwalifikowania do eksperymentu była zdolność samodzielnego utrzymania swobodnej pozycji stojącej przez okres 30 sekund, noszenie na co dzień ortoz na obie kończyny dolne, zarówno w niedowładzie połowicznym, jak i w obustronnym oraz uzyskanie I lub II stopnia w klasyfikacji GMFCS (ocena zdolności ruchowych, ang. *Gross Motor Function Classification*). System. 15 dzieci uzyskało poziom I, 25 osób uzyskało poziom II. Żadna z badanych osób nie wymagała noszenia aparatu słuchowego oraz okularów korygujących wzrok.

Przed rozpoczęciem badań uzyskano pisemną zgodę rodziców/opiekunów dzieci na wzięcie udziału w eksperymencie. Badania uzyskały zgodę Senackiej Komisji ds. Etyki Badań Naukowych przy Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu.

Badania posturograficzne przeprowadzono w dwóch etapach:

- badanie I – na boso,
- badanie II – w ortozach kończyn dolnych (badanie wykonane w obuwiu sportowym nałożonym na ortozy).

Badanie posturograficzne polegało na utrzymaniu przez 30 sekund pozycji stojącej, przy patrzeniu przed siebie na punkt umieszczony na wysokości wzroku w odległości około 3 metrów. Każde z dzieci miało za zadanie przyjąć wyprostowaną, swobodną pozycję stojącą z kończynami górnymi opuszczonymi wzdłuż tułowia. Stopy rozstawione były na szerokość bioder. Każdy etap badania składał się z trzech następujących po sobie powtórzeń, między którymi następowała 60 sekundowa przerwa. Badania wykonano w okresie od lutego do listopada 2011 roku. Badanie I i badanie II przeprowadzono w tym samym dniu, w takich samych warunkach laboratoryjnych. Badania stabilności ciała na platformie stabilograficznej Advanced Mechanical Technology Inc. (firmy AMTI) NetForce OR6-7-1000 wykonywano w Laboratorium Analizy Chodu w Mazowieckim Centrum Neuropsychiatrii Sp. z o. o. w Zagórz k/Warszawy. Platforma mierzy trzy składowe siły wzdłuż osi x, y, oraz osi z oraz trzy składowe momenty sił względem tych osi. Na podstawie zmierzonych

parametrów wylicza się położenie środkowego punktu nacisku stóp na podłoże (COP), które w warunkach statycznych jest rzutem środka ciężkości ciała na płaszczyznę podparcia. Dane zostały zapisane i automatycznie opracowane przez program komputerowy Bioanalysis. Oceny stabilności ciała dokonano na podstawie zmierzonych parametrów stabilności ciała:

- zakres COP [cm] – maksymalny zakres przemieszczeń punktu nacisku stóp na podłoże w płaszczyźnie strzałkowej (wychylenia przód-tył; P-T) i czołowej (wychylenia lewo-prawo; L-P);
- zmienność COP [cm] – zmienność położenia punktu nacisku stóp na podłoże w płaszczyźnie strzałkowej (wychylenia przód-tył; P-T) i czołowej (wychylenia lewo-prawo; L-P);
- Vśr. [cm/sec] – średnia prędkość przemieszczenia punktu nacisku stóp na podłoże;
- Pole pow. [cm<sup>2</sup>] – pole powierzchni oscylacji punktu nacisku stóp na podłoże;
- Dł. cał. stab. [cm] – długość całkowita stabilogramu.

#### 4. Analiza statystyczna

Wyniki opracowano statystycznie przy użyciu pakietu obliczeniowego Statistica v.10 firmy StatSoft. Za pomocą testu Shapiro-Wilka zbadano normalność rozkładów wszystkich parametrów. Następnie porównano średnie wartości odpowiadających sobie wskaźników z badania I i badania II, stosując test *t*-Studenta dla wartości powiązanych oraz test Wilcozona w zależności od ustalonej uprzednio normalności rozkładów. W pracy przyjęto za istotne statystycznie wartości  $p < 0,05$ . W celu zbadania siły i kierunku związku między zmiennymi wyznaczono współczynnik korelacji liniowej Pearsona, gdzie wartość „+1” oznacza całkowitą dodatnią zależność liniową, natomiast wartość „-1” oznacza całkowitą ujemną zależność liniową.

#### 5. Omówienie wyników badań

Ocenę procesu regulacji równowagi ciała dzieci z mózgowym porażeniem oraz jej zmiany przeprowadzono na podstawie kształtowania się wielkości parametrów amplitudowych: zakresu przemieszczeń COP oraz zmienności położenia COP w obu płaszczyznach ruchu, średniej prędkości przemieszczenia COP, pola powierzchni oraz długości całkowitej stabilogramu [25]. Charakterystykę statystyczną analizowanych miar stabilności ciała dla obu badanych grup przedstawiono w tabeli 1.

Tabela 1. Charakterystyka statystyczna zmierzonych parametrów w badaniu I i II w grupie dzieci z niedowładem połowicznym i niedowładem obustronnym

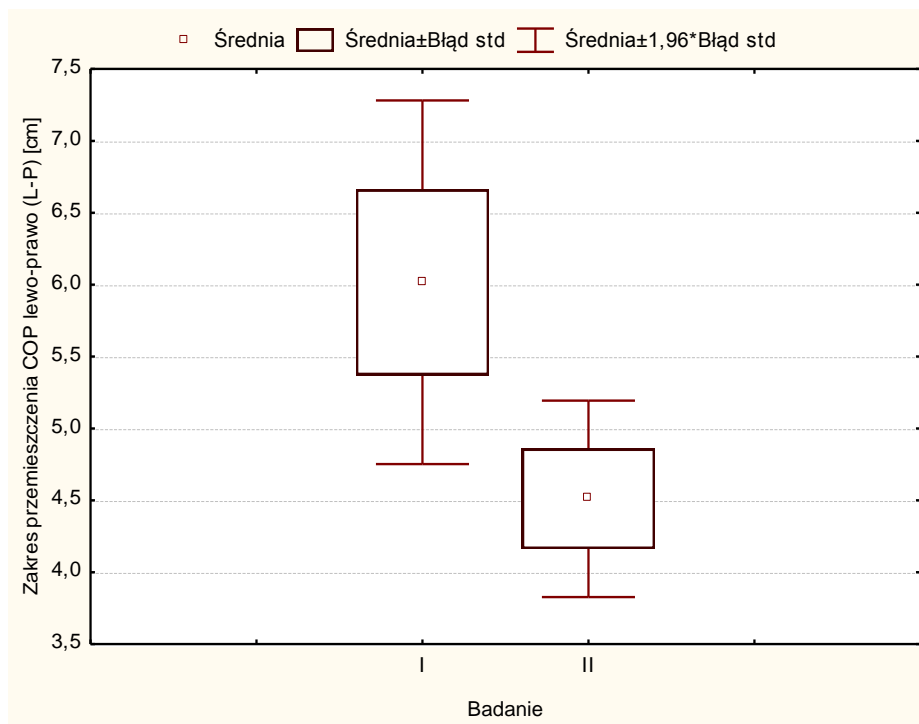
Parametr	Niedowład połowiczny				Niedowład obustronny			
	Badanie I		Badanie II		Badanie I		Badanie II	
	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD
Zakres P-T [cm]	5,945	5,775	5,072	1,896	6,010	2,771	5,785	2,279
Zakres L-P [cm]	6,017	4,652	4,511	2,513	6,181	3,697	5,423	2,911
Zmienność P-T [cm]	0,978	0,590	0,923	0,374	1,225	0,791	1,120	0,434
Zmienność L-P [cm]	1,009	0,641	0,839	0,476	1,164	0,666	1,011	0,556
Pole powierzchni [cm <sup>2</sup> ]	3,475	3,023	2,890	2,411	5,070	4,147	3,826	2,457
Prędkość średnia [cm/sek]	26,924	13,194	23,314	11,018	22,721	10,040	23,121	11,610
Długość całkowita stabilogramu [cm]	325,928	162,203	275,366	130,129	268,122	118,754	273,078	137,130

Informacje dotyczące poziomu istotności różnic pomiędzy wskaźnikami w kolejnych badaniach zamieszczono w tabeli 2.

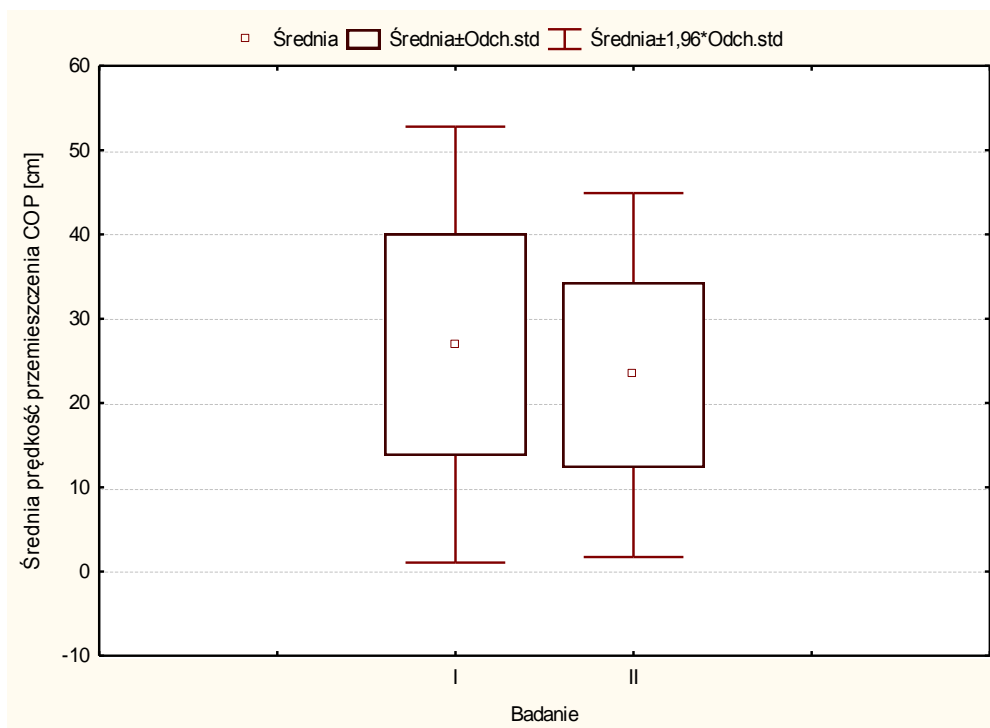
Okazało się, że w grupie dzieci z niedowładem obustronnym po założeniu ortoz żaden parametr nie zmienił się statystycznie istotnie. W obu badaniach zauważa się jednak tendencję spadkową większości parametrów, szczególnie wielkości pola powierzchni oscylacji COP. Wartość ta zmalała o  $1,2 \text{ cm}^2$ . Większą poprawę w przemieszczeniu COP widać w kierunku L-P. Jedynie średnia prędkość oraz długość całkowita stabilogramu rosną po założeniu ortoz: od wartości  $22,7 \text{ cm/sek}$  do  $23,1 \text{ cm/sek}$  oraz  $268,1 \text{ cm}$  do  $273,0 \text{ cm}$ . W grupie dzieci z niedowładem połowicznym trzy zmiany były istotne statystycznie: przemieszczenie COP w płaszczyźnie czołowej spadło o  $1,5 \text{ cm}$ , średnia prędkość przemieszczenia COP zmalała o  $3,6 \text{ cm/sek}$  oraz długość całkowita stabilogramu zmniejszyła się o  $55,5 \text{ cm}$ . Średnie wartości tych wskaźników przedstawiono w postaci graficznej (p. rys. 1, 2 i 3).

Tabela 2. Zróżnicowanie wartości parametrów posturograficznych pomiędzy badaniem I a badaniem II (\* istotność  $p < 0,05$ )

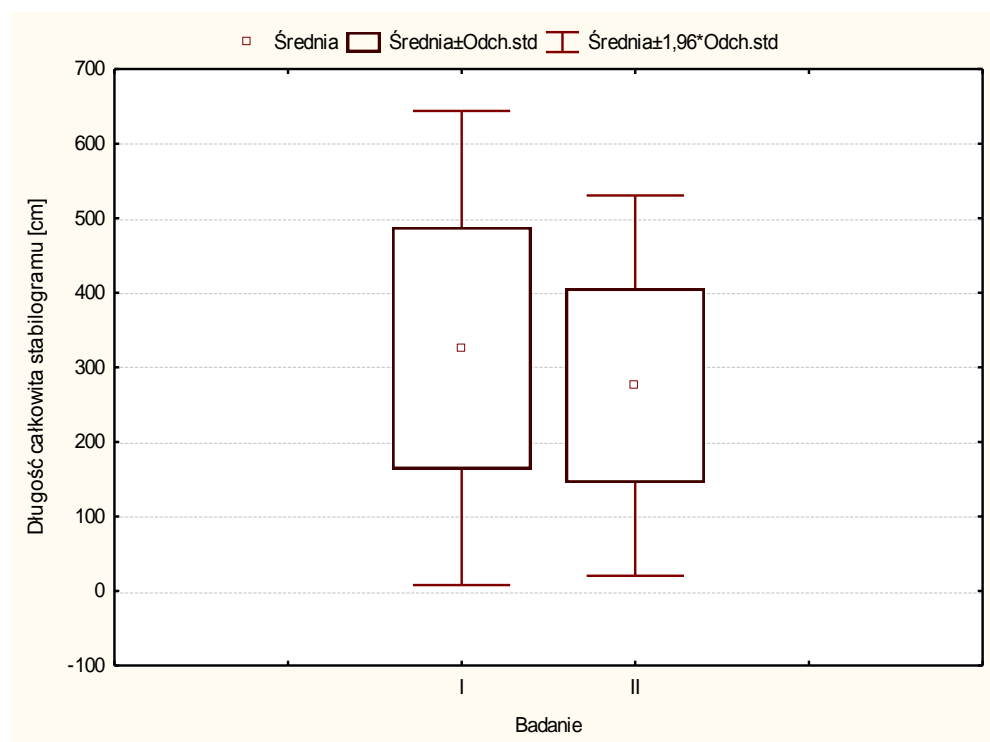
Parametry	Niedowład połowiczny	Niedowład obustronny
Zakres P-T [cm]	0,38695	0,41584
Zakres L-P [cm]	0,03162*	0,08123
Zmienność P-T [cm]	0,49172	0,48016
Zmienność L-P [cm]	0,27447	0,06231
Pole powierzchni [ $\text{cm}^2$ ]	0,50159	0,33172
Prędkość średnia [cm/sek]	0,03666*	0,71048
Długość całkowita stabilogramu [cm]	0,02176*	0,69725



Rys. 1. Zróżnicowanie zakresu przemieszczenia COP pomiędzy badaniem I i II w grupie dzieci z niedowładem połowicznym



Rys. 2. Zróżnicowanie średniej prędkości przemieszczenia COP pomiędzy badaniem I i II w grupie dzieci z niedowładem połowicznym



Rys. 3. Zróżnicowanie długości całkowitej stabilogramu pomiędzy badaniem I i II w grupie dzieci z niedowładem połowicznym

Poszukując związków pomiędzy analizowanymi miarami, obliczono korelację R. Pearsona. Wyniki grupy dzieci z niedowładem obustronnym w badaniu I i II pokazano w tabeli 3, a dzieci z niedowładem połowicznym w tabeli 4.

Tabela 3. Analiza związków analizowanych parametrów w badaniu I i II w grupie dzieci z niedowładem obustronnym (\*istotność  $p < 0,05$ )

Parametr		Badanie II						
		Zakres P-T [cm]	Zakres L-P [cm]	Zmienność P-T [cm]	Zmienność L-P [cm]	Prędkość średnia [cm/sek]	Długość całkowita stabilogramu [cm]	Pole powierzchni [cm <sup>2</sup> ]
Badanie I	Zakres P-T [cm]	1	0,41	0,92*	0,41	0,31	0,31	0,67*
	Zakres L-P [cm]	0,56*	1	0,44	0,87*	0,15	0,15	0,83*
	Zmienność P-T [cm]	0,92*	0,40	1	0,43	0,22	0,22	0,72*
	Zmienność L-P [cm]	0,51*	0,92*	0,35	1	0,07	0,07	0,89*
	Pole powierzchni [cm <sup>2</sup> ]	0,43	0,33	0,43	0,34	1	1,00*	0,03
	Prędkość średnia [cm/sek]	0,43	0,33	0,43	0,34	0,99*	1	0,03
	Długość całkowita stabilogramu [cm]	0,90*	0,67*	0,92*	0,65*	0,29	0,29	1

Tabela 4. Analiza związków analizowanych parametrów w badaniu I i II w grupie dzieci z niedowładem połowicznym (\*istotność  $p < 0,05$ )

Parametr		Badanie II						
		Zakres P-T [cm]	Zakres L-P [cm]	Zmienność P-T [cm]	Zmienność L-P [cm]	Prędkość średnia [cm/sek]	Długość całkowita stabilogramu [cm]	Pole powierzchni [cm <sup>2</sup> ]
Badanie I	Zakres P-T [cm]	1	0,78*	0,91*	0,70*	0,34	0,34	0,82*
	Zakres L-P [cm]	0,88*	1	0,72*	0,88*	0,40	0,40	0,82*
	Zmienność P-T [cm]	0,85*	0,82*	1	0,73*	0,31	0,31	0,87*
	Zmienność L-P [cm]	0,70*	0,90*	0,77*	1	0,35	0,35	0,92*
	Pole powierzchni [cm <sup>2</sup> ]	0,74*	0,77*	0,73*	0,69*	1	1,00*	0,26
	Prędkość średnia [cm/sek]	0,74*	0,77*	0,73*	0,69*	0,97*	1	0,26
	Długość całkowita stabilogramu [cm]	0,93*	0,91*	0,92*	0,82*	0,72*	0,74*	1

Ocena zależności pomiędzy zmiennymi wykazała, iż w grupie dzieci z niedowładem obustronnym jedynie korelacja pola powierzchni ze średnią prędkością w obu badaniach nie uzyskała statystycznej istotności. W badaniu II brak istotności korelacji zaobserwowano pomiędzy średnią prędkością oraz długością całkowitą stabilogramu a następującymi zmiennymi: maksymalny zakres przemieszczenia

COP w kierunku L-P, zmienność położenia COP w kierunku P-T i L-P. Okazało się, że w obu badaniach w grupie dzieci z niedowładem obustronnym między długością całkowitą stabilogramu a średnią prędkością wychwiał COP istnieje liniowy dodatni związek. Bardzo wysoką dodatnią korelację zanotowano pomiędzy polem powierzchni oscylacji COP a dwiema innymi zmiennymi: zakresem przemieszczeń COP oraz przemieszczeniem COP w obu płaszczyznach w badaniu I i II. Można zauważyć przy tym, iż w powiązaniu badanej zmiennej pola powierzchni ze zmiennymi: maksymalnym przemieszczeniem COP oraz stopniem rozrzutu przemieszczeń COP w kierunku P-T, korelacja maleje, a w kierunku L-P rośnie.

Uzyskane wyniki korelacji w grupie dzieci z niedowładem obustronnym pokazują, iż zakres i zmienność przemieszczenia COP są względem siebie zależne. W tym przypadku wszystkie powiązania pomiędzy zmiennymi uzyskały istotność statystyczną, ale tylko związki pomiędzy zakresem a zmiennością w płaszczyźnie strzałkowej (0,92) i czołowej (0,87) cechuje silna dodatnia korelacja.

Analiza korelacji R Pearsona w grupie dzieci z niedowładem połowicznym wykazała silne dodatnie związki pomiędzy wszystkimi zmiennymi w badaniu I. Odminną sytuację obserwujemy po założeniu ortoz. Odnotowuje się idealnie liniową korelację pomiędzy długością całkowitą stabilogramu a średnią prędkością wychwiał COP. Silny dodatni związek zaobserwowano w zestawieniu zmiennej pola powierzchni oscylacji COP a zakresem przemieszczeń COP oraz stopniem rozrzutu COP w obu płaszczyznach. Równocześnie silne korelacje pokazują związki pomiędzy zakresem i zmiennością przemieszczenia COP w obu kierunkach, zarówno w badaniu I, jak i w badaniu II. W badaniu II wzrost siły korelacji zauważa się jedynie podczas zestawienia zmiennej pola powierzchni ze zmiennością położenia COP w kierunku L-P. Wartość powiązania rośnie z 0,82 do 0,92. Związki pozostałych zmiennych w badaniu II uzyskały istotną, lecz przeciętną korelację w zakresie od 0,31 do 0,4. Brak istotności wykazano między powiązaniem zmiennej pola powierzchni z średnią prędkością stabilności ciała w badaniu II.

## 6. Dyskusja

Stabilność posturalna jest bardzo ważnym elementem warunkującym wyprostowany i niezależny chód [26]. Utrzymanie równowagi podczas swobodnego stania jest często trudniejsze dla dzieci z mózgowym porażeniem niż kontrola stabilności podczas chodu [22]. Nie ma zbyt wielu doniesień na temat pomiarów posturograficznych osób z ortozami typu AFO [26]. Jak na razie, niewiele jest prac dotyczących wpływu stosowania ortoz kończyn dolnych na równowagę postawy stojącej u dzieci z mózgowym porażeniem. Za prekursorów badań w tej dziedzinie możemy uważać m.in. zespół Harris i Riffle (1986r.), który to zespół za pomocą stopera i aparatu fotograficznego w prosty sposób wykazał korzystny wpływ ortoz AFO na długość i jakość stania u dziecka z porażeniem cztero kończynowym [27]. Na korzyści chodu wynikające z zastosowania ortoz wskazali m.in. Mills (1984r.), Watt i współ. (1986r.) czy Embrey i współ. (1990r.). Wskazywano na lepszy kontakt stopy z podłożem oraz większy wyprost kolana podczas fazy podporu [28, 29, 30]. Powyższe badania opierały się na studium jednego przypadku. Na przełomie lat pojawiały się prace, które przy użyciu innych metod badawczych oceniały stabilność ciała dzieci z mózgowym porażeniem w ortozach. Badano szybkość rekrutacji mięśni podczas wychwiał ciała w pozycji stojącej, mechaniczne zmiany dotyczące wyboru strategii utrzymania równowagi [31] czy zmiany wyprostowania w stawie kolanowym podczas stania w ortozach [32]. Jednakże, mało jest doniesień na temat podstawowych parametrów posturograficznych na temat zachowania się środka masy ciała stabilizowanego z pomocą ortoz typu AFO.

W naszej pracy dokonano oceny stabilności pozycji pionowej ciała w staniu swobodnym u dzieci z MPDz przed i po założeniu ortoz kończyn dolnych. Zarejestrowany sygnał przemieszczenia się punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji podłoża, posłużył do wyliczenia parametrów amplitudowych stabilogramu. W opinii wielu badaczy zajmujących się zagadnieniem stabilności kontroli równowagi ciała w pozycji pionowej, jest zgodność co do pewnych wartości amplitudy ruchów, która jest koniecznym warunkiem zabezpieczającym utrzymanie równowagi ciała [18, 19]. Przyjmuje się, że wzrost wartości parametrów amplitudowych, świadczy o mniejszej stabilności. Z kolei niższe wartości parametrów stabilograficznych mogą świadczyć o sprawniejszej kontroli pozycji stojącej [33].



Doniesienia Cherng i współ. (1999r.) wskazują, że większość dzieci ze spastycznym niedowładem obustronnym osiąga porównywalne wartości w staniu swobodnym, z tymi, jakie osiągają zdrowe dzieci. W obu grupach autorzy nie znaleźli żadnych statystycznie istotnych różnic w wychwianiach ciała. W badaniach wzięto pod uwagę dzieci z mózgowym porażeniem, które są w stanie samodzielnie chodzić [34]. Jednakże rozpatrując tylko te dzieci z mózgowym porażeniem, które są w stanie ustać dłużej niż 30 sekund bez żadnej zewnętrznej pomocy, jak w przypadku badań Rose i współ. (2002r.), osiągnięto zupełnie inne wyniki. Autorzy dowodzą szerszego zakresu oraz większej prędkości przemieszczenia COP u dzieci ze spastycznym niedowładem obustronnym w pozycji stania na boso w porównaniu ze zdrowymi dziećmi [1]. Badania własne potwierdzają te doniesienia. Pomimo iż uzyskane wartości średniej prędkości oraz długości całkowitej stabilogramu nie osiągnęły zróżnicowania istotnego statystycznie, to zauważa się ich zwiększenie po założeniu ortoz. Wyższe wartości parametrów świadczą o większym wydatku energetycznym oraz o większym napięciu mięśni posturalnych. Świadczy to o większym zapotrzebowaniu układu nerwowego na bieżącą informację.

W procesie sterowania równowagą ciała istotny jest czas reakcji człowieka, w jakim skoryguje on jej utratę. Duże prędkości wychwian (wyższe wartości) świadczą o znacznych przemieszczeniach punktu przyłożenia wypadkowej siły reakcji stóp na podłoże. Na podstawie wyników można wnioskować, czy osoby badane charakteryzuje spokojna, czy też niepewna kontrola równowagi ciała w pozycji stojącej [35]. W prezentowanych badaniach zauważa się silny dodatni związek pomiędzy wzrostem prędkości oraz długości całkowitej przemieszczenia COP; zarówno stojąc na boso, jak i po założeniu AFO. Świadczy to o gorszej stabilności dzieci z mózgowym porażeniem. Do podobnych wyników doszli Rha i współ. (2010r.) po założeniu ortoz typu AFO u dzieci z niedowładem obustronnym [26]. Z kolei King i van Sant (1995r.) wskazują wzrost prędkości w proksymalnych stawach podczas utrzymania równowagi, kiedy staw skokowy jest mocno ustabilizowany [36].

Natomiast badania własne w grupie dzieci z niedowładem połowicznym nie potwierdziły tego. Zarówno długość całkowita stabilogramu, jak i średnia prędkość przemieszczenia COP maleją po założeniu ortoz. Może to świadczyć o lepszej stabilności. Równocześnie utrzymuje się silny związek pomiędzy prędkością i długością całkowitego przemieszczenia COP. Podczas, gdy efekty zastosowania AFO u dzieci z niedowładem obustronnym są szeroko opisane w światowej literaturze, to jednak badania nad dziećmi z niedowładem połowicznym i zastosowania u nich AFO są nieliczne [37].

Zdaniem Nashnera (1983r.) istnieje określona liczba koordynacji ruchowych, wykorzystywanych w utrzymywaniu równowagi ciała w pozycji stojącej, nazywanymi strategiami posturalnymi. W czasie nieznacznego zachwiania równowagi pojawiają się ruchy w obrębie stawu skokowego, wyzwalaając odruchy podparcia. Naprzemienny skurcz mięśni podudzia zabezpiecza wielkość przemieszczenia rzutu ogólnego środka ciężkości ciała, głównie w płaszczyźnie strzałkowej. Właśnie w tej płaszczyźnie, gdzie człowiek zachowuje się jak wahadło odwrócone, z osią obrotu w stawach skokowych, zgodnie z hipotezą sformułowaną przez Wintera (1998r.), układ nerwowy jest znacznie bardziej zaangażowany w kontrolę pozycji. Sekwencja skurczów określana jest jako strategia stawu skokowego. Natomiast mięśnie stabilizujące staw biodrowy są aktywizowane w sytuacji większej niestabilności ciała w obu płaszczyznach, przywracając szybko właściwe położenie środka ciężkości. Należy pamiętać, że utrzymanie pionowej postawy ciała jest funkcją zrównoważenia poszczególnych jego segmentów względem siebie i podłoża [18, 38].

Występowanie spastyczności w kończynach dolnych u dzieci z mózgowym porażeniem jest znanym czynnikiem osłabiającym stabilność posturalną. Jednakże, skuteczność stosowania AFO u dzieci z mózgowym porażeniem w grupie I i II według klasyfikacji GMSCS jest czasem kwestionowana [39]. Wyniki badań nad efektami stosowania AFO w stosunku do aktywności mięśniowej podczas stania u dzieci ze spastycznym niedowładem obustronnym sugerują, że zewnętrzna stabilizacja stawu skokowego ogranicza efektywną rekrutację mięśni, odpowiadających za utrzymanie prawidłowej postawy ciała [31, 40]. Wesdock i współ. (2003r.) zauważyli, że AFO wspiera rekrutację już skróconych mięśni trójgłowych łydki podczas swobodnego stania, co skutkuje pogłębieniem zgięcia w stawie kolanowym i przeniesienia ciężaru ciała na palce [32]. Podobne opinie wyrażają: Perry (1974r.), Gage (1991r.), Radtka i współ. (1997r.), Abel i współ. (1998r.),

Burtner i współ. (1999r.). Współwystępowanie osłabionych mięśni agonistycznych wraz ze spastycznymi mięśniami antagonistycznymi może tłumaczyć niemożność redukcji zaburzonej postawy ciała za pomocą ortoz AFO [31, 41, 42, 43].

SAFO (ang. *Silicone Ankle Foot Orthosis*) wpływa mniej korzystnie na równowagę podczas wzmożonych wychwiał w porównaniu z dynamicznym AFO [31]. W tej samej pracy autorzy podają, że dzieci z mózgowym porażeniem w mniejszym stopniu angażują strategię kostki podczas wychwiał w kierunku przód-tył. Podobne obserwacje poczynił Brodke i współ. (1989r.) oraz Ferdjallah i współ. (2002r.). Osłabiona kontrola kostki wymusza wsparcie ze strony strategii proksymalnych („strategia stawu biodrowego”) w celu utrzymania postawy stojącej [20, 44].

W badaniach własnych nie można mówić o dominacji którejkolwiek z wyżej wymienionych strategii w grupie dzieci z niedowładem obustronnym. Żadna z długości wychwiał w kierunku L-P czy P-T nie osiągnęła wartości statystycznie istotnej. Ponadto, uzyskane wartości liczbowe po założeniu ortoz nie są na tyle zróżnicowane, żeby mówić o konkretnej dominacji wychwiał. Nie zmienia to jednak faktu, że w omawianej grupie badawczej oba parametry były miały niższe wartości po nałożeniu ortoz. W obu grupach badawczych większe zmniejszenie wychwiał nastąpiło w kierunku L-P niż P-T, jednak w grupie dzieci z niedowładem połowicznym uzyskana wartość osiągnęła istotność statystyczną. Dodatkowo, w obu omawianych grupach zauważa się silny związek pomiędzy zmniejszeniem długości wychwiał w obu płaszczyznach, jak i zmniejszeniem pola powierzchni stabilogramu.

Z analizy otrzymanych wyników wynika jednoznacznie, że zauważana jest tendencja do spadku wartości większości omawianych parametrów posturograficznych, co mogłoby świadczyć o poprawie stabilności dzieci z MPDz po nałożeniu ortoz na kończyny dolne. Wymaga to jednak jeszcze dalszych badań.

## 7. Wnioski

1. Analiza wyników badań wykazała, że zastosowanie ortoz kończyn dolnych poprawia stabilność ciała w grupie dzieci z niedowładem połowicznym.
2. Zauważa się tendencję poprawy większości parametrów stabilności ciała po zastosowaniu ortoz kończyn dolnych w obu grupach badanych dzieci, choć nie wszystkie zmiany są istotne statystycznie.
3. Niejednoznaczne wyniki przeprowadzonych badań posturograficznych u dzieci ze zróżnicowanym typem klinicznym MPDz sugerują konieczność dalszego prowadzenia takich analiz.

## LITERATURA

- [1] J. Rose, D.R. Wolff, V.K. Jones, D.A. Bloch, J.W. Oehlert, J.G. Gamble: *Postural control in children with cerebral palsy*, *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 44, 2002, s. 58–63.
- [2] J. Swanenburg, E.D. De bruin, K. Favero, D. Uebelart, T. Mulder: *The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers*, *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 9(1), 2008, s. 162.
- [3] M. Kuczyński: *Regulacja pozycji pionowej człowieka: od metod oceny do mechanizmów*, *Człowiek i ruch*, vol. 2(2), 2000, s. 34–44.
- [4] M.W. Rogers, D.L. Wardman, S.R. Lord, R.C. Fitzpatrick: *Passive tactile sensory input improves stability during standing*, *Experimental Brain Research*, vol. 136, 2001, s. 514–522.
- [5] G. Sanner: *Cerebral pares. Barnhabilitering vid rörelsehinder*, Gummessons Tryckeri AB, Falköping 1992.
- [6] B. Hagberg, G. Hegberg, L. Olow von Wendt: *The changing panorama of cerebral palsy in Sweden. VII. Prevalence and origin in the birth year period 1987-90*, *Acta Paediatric Scandinavia*, vol. 85, 1996, s. 954–960.
- [7] B. Hagberg, G. Hegberg, E. Beckung, P. Uvebrant: *Changing panorama of cerebral palsy in Sweden. VIII. Prevalence and origin in the birth year period 1991-94*, *Acta Paediatric*, vol. 15(4), 2001, s. 228–234.
- [8] J.W. Lance: *Pathophysiology of spasticity and clinical experience with baclofen*, [w:] *Spasticity: disordered motor control*, Lance J.W., Feldman R.G., Young R.R., Koella W.P., (red.), Year Book, Chicago 1980.
- [9] S. Levitt: *Rehabilitacja w porażeniu mózgowym i zaburzenia chodu*, PZWL, Warszawa 1995.
- [10] M. Bax, M. Goldstein, P. Rosenbaum, A. Leviton, N. Paneth, B. Dan, B. Jacobsson, D. Damiano: *Proposed definition and classification of cerebral palsy*, *Developmental Medicine & Child Neurology*, vol. 47(8), 2005, s. 571–576.

- [11] J. Czochańska: *Wczesne rozpoznawanie mózgowego porażenia dziecięcego. Możliwości i ograniczenia*, Neurologia Dziecięca, vol. 3, 1993, s. 21–27.
- [12] J.S. Tecklin: *Fizjoterapia pediatria*, PZWL, Warszawa 1996.
- [13] A. Bigongiari, J.C.F. Corrêa, F.I. Corrêa, R.A. Franco: *Corporal Oscillation during static biped posture in children with pals*, Electromyography and Clinical Neurophysiology, vol. 47(3), 2007, s. 131–136.
- [14] J.W. Błaszczyk, L. Czerwos: *Stabilność posturalna w procesie starzenia*, Gerontologia Polska, vol. 13(1), 2005, s. 25–36.
- [15] K. Ogata: *Metody przestrzeni stanów w teorii sterowania*, Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, Warszawa 1974.
- [16] W.W. Diener, J. Dichgans, M. Bacher, B. Gompf: *Quantification of postural sway in normals and patients with cerebellar diseases*, Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, vol. 57, 1984, s. 134–142.
- [17] F.A. Hellebrandt: *Standing as a geotropic reflex*, American Journal of Physiology, vol. 121, 1937, s. 471–474.
- [18] D.A. Winter: *Human balance and posture control during standing and walking*, Gait & Posture, vol. 3, 1998, s. 193–214.
- [19] F.B. Horak, L.M. Nashner, H.C. Diener: *Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss*, Experimental Brain Research, vol. 82, 1990, s. 167–177.
- [20] M. Ferdjallah, G.F. Harris, P. Smith, J.J. Wertsch: *Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy*, Clinical Biomechanics, vol. 17, 2002, s. 203–210.
- [21] Ch. Morris, D. Condie: *Recent development in healthcare for cerebral palsy; implications and opportunities for orthotics*, International society for prosthetics and orthotics, Copenhagen 2009.
- [22] J.R. Gage: *Gait analysis in cerebral palsy*, MacKeith Press, London 2004.
- [23] L.M. Knutso, D.E. Clark: *Orthotic devices for ambulation in children with cerebral palsy and myelomeningocele*, Physical Therapy, vol. 71, 1991, s. 947–960.
- [24] M. Bonikowski: *Rola zaopatrzenia ortopedycznego w rehabilitacji dzieci z mózgowym porażeniem dziecięcym: zalecenia, ocena skuteczności*, [w:] *Rehabilitacja w chorobach dzieci i młodzieży*, I. Maciag-Tymecka (red.), PZWL, Warszawa 2012.
- [25] E. Szczepek, L. Czerwos, P. Dąbrowski, K. Dudziński, J. Jurkiewicz, Z. Czernicki: *Badanie posturo graficzne i komputerowa analiza chodu w systemie Computer DynoGraphy jako nieinwazyjne metody oceny zaawansowania wodogłowia normotensyjnego*, Neurologia i Neurochirurgia Polska, vol. 42, 2008, s. 139–152.
- [26] D.W. Rha, D.J. Kim, E.S. Park: *Effect of hinged ankle-foot orthoses on standing balance control in children with bilateral spastic cerebral palsy*, Yonsei Medical Journal, vol. 51(5), 2010, s. 746–752.
- [27] S.R. Harris, K. Riffle: *Effects of inhibitive ankle-foot orthoses on standing balance in a child with cerebral palsy*, Physical Therapy, vol. 66(5), 1986, s. 663–667.
- [28] V.M. Mills: *Electromyographic results of inhibitory splinting*, Physical Therapy, vol. 64, 1984, s. 190–193.
- [29] J. Watt, D. Sims, F. Harckman: *A prospective study of inhibitive casting as an adjunct to physiotherapy for cerebral-palsied children*, Developmental Medicine & Child Neurology, vol. 28, 1986, s. 480–488.
- [30] D.G. Embrey, L. Yates, D.H. Mott: *Effects of neurodevelopmental treatment and orthoses during gait: a single-subject desing*, Physical Therapy, vol. 70, 1990, s. 626–636.
- [31] P.A. Burtner, M.H. Woollacott, C. Qualls: *Stance balance control with orthoses in a group of children with spastic cerebral palsy*, Developmental Medicine & Child Neurology, vol. 41, 1999, s. 748–757.
- [32] K.A. Wesdock, A.M. Edge: *Effects of wedged shoes and ankle-foot orthoses on standing balance and knee extension in children with cerebral palsy who crouch*, Pediatric Physical Therapy, vol. 15(4), 2003, s. 221–231.
- [33] K. Dmitruk, J. Klawe, M. Tafil-Klawe, J. Jeżewska, M. Łukowicz: *Wielkość parametrów posturograficznych w procesie utrzymania równowagi u tancerza*, Fizjoterapia Polska, vol. 4(1), 2004, s. 47–51.
- [34] R.J. Cherg, F.C. Su, J.J. Chen, T.S. Kuan: *Performance of static standing balance in children with spastic diplegic cerebral palsy under altered sensory environments*, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, vol. 78, 1999, s. 336–343.
- [35] B. Wojciechowska-Maszkowska: *Stabilność postawy ciała osób w różnym wieku*, Rozprawa doktorska, AWF, Wrocław 2007.
- [36] L.A. King, A.F. van Sant: *The effect of solid ankle-foot orthoses on movement patterns used in a supine to stand rising task*, Physical Therapy, vol. 75, 1995, s. 952–963.
- [37] C.E. Buckon, S.S. Thomas, S. Jakobson-Huston, M. Moor, M. Sussman, M. Aiona: *Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia*, Developmental Medicine & Child Neurology, vol. 43, 2001, s. 371–378.
- [38] L.M. Nashner: *Strategies for organization of human posture*, [w:] *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium*, Igarashi Black (red.), 7th International Symposium of the International Society of Posturography, Houston 1983.
- [39] K.M. Kott, S.L. Held: *Effects of orthoses on upright functional skills of children and adolescents with palsy*, Pediatric Physical Therapy, vol. 14, 2002, s. 199–207.
- [40] M.H. Woollacott, P.A. Burtner: *Sensori-motor deficits associated with posture control in children with cerebral palsy*, [w:] *The diplegic child*, M.D. Sussman (red.), American Academy of Orthopedic Surgeon, Rosemont 1992.
- [41] J. Perry: *Kinesiology of lower extremity bracing*, Clinical Orthopaedics, vol. 102, 1974, s. 18–31.
- [42] S. Radtka, S. Skinner, D. Dixon, M.E. Johanson: *A comparison of gait with solid, dynamic and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy*, Physical Therapy, vol. 77, 1997, s. 395–409.

- [43] M.F. Abel, G.A. Juhl, C.L. Vaughan, D.L. Damiano: *Gait assessment of fixed ankle-foot orthoses in children with spastic diplegia*, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 79, 1998, s. 126–133.
- [44] D.S. Brodke, S.R. Skinner, L.W. Lamoreaux, M.E. Johanson, R. St Helen, S.A. Moran, R.K. Ashley: *Effects of ankle foot arthoses on the gait of children*, Journal of Pediatric Orthopedics, vol. 9, 1989, s. 702–708.

otrzymano / submitted: 20.01.2014r.  
wersja poprawiona / revised version: 19.03.2014r.  
zaakceptowano / accepted: 30.03.2014r.