

**Justyna OGRODNIK, Marcin DERLATKA, Szczepan PISZCZATOWSKI**, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka, Białystok

## ANALIZA KINEMATYKI I DYNAMIKI CHODU OSÓB Z PORAŻENIEM POŁOWICZYM

**Streszczenie:** Celem pracy była analiza chodu osób z porażeniem połowicznym po udarze mózgu. Dokonano porównania wybranych parametrów lokomocji osób z porażeniem do chodu osób zdrowych, a także kończyny po stronie porażonej i nieporażonej. Analizie poddano 10 osób, w tym 4 kobiety i 6 mężczyzn. Wyniki badań przedstawiono na tle rezultatów chodu z naturalną prędkością młodych, zdrowych osób, stanowiących grupę porównawczą.

**Słowa kluczowe:** chód, porażenie połowiczne, analiza lokomocji

### 1. WSTĘP

Pod pojęciem porażenia połowicznego (hemiparesis/hemiplegia) rozumie się porażenie kończyny górnej i dolnej występujące po tej samej stronie ciała [5]. U osób z hemiplegią często dochodzi do zgięcia kończyny górnej oraz wyprostnego ustawienia w obrębie kończyny dolnej. Zmiany te powodują m.in. wytworzenie patologicznego wzorca lokomocji [2, 6].

Chód osób z niedowładem połowicznym wykazuje znaczną osobniczą różnorodność. W pracy przeprowadzono analizę ukierunkowaną na wyszukanie charakterystycznych zaburzeń lokomocji występujących w porażeniach połowicznych.

### 2. MATERIAŁ I METODY

Dane będące przedmiotem analizy uzyskano w Centrum Bioinżynierii w Mediolanie. Badaniami objęto 10 osób z porażeniem połowicznym po udarze mózgu, w tym 4 kobiety i 6 mężczyzn, różniących się zarówno stopniem patologii, wiekiem jak i masą ciała (tabela 1). Pacjenci byli w wieku od 17 do 71 lat.

**Tabela 1. Podstawowe dane badanych osób**

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	średnia	±SD
<b>Płeć (kobieta /mężczyzna)</b>	k	m	k	m	k	k	m	m	m	m		
<b>Wiek (lata)</b>	58	59	22	54	34	71	25	21	17	54	42	19,69
<b>Masa ciała (kg)</b>	63	77	67	91	51	46	96	60	65	79	69,5	16,21

Do badania lokomocji wykorzystano komputerowy system optoelektroniczny Elite-3D, wyposażony w zestaw kamer pracujących w paśmie podczerwieni. Rejestrowały one położenie markerów umieszczonych w charakterystycznych punktach ciała pacjenta. W czasie badania pacjent poruszał się samodzielnie z dowolną prędkością po ścieżce

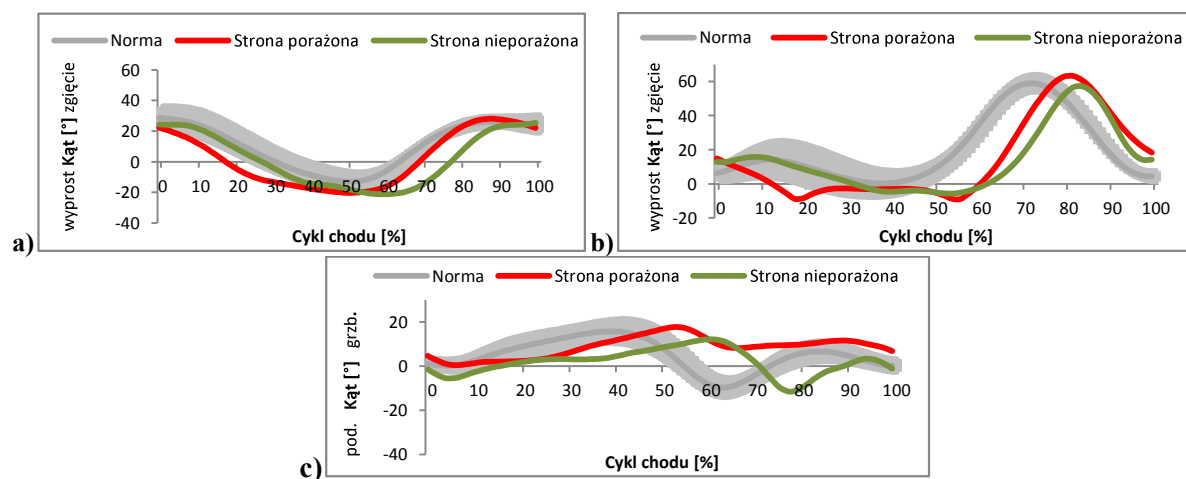
wyposażonej w jedną platformę dynamometryczną firmy Kistler. W rezultacie, w czasie jednego cyklu otrzymano zestaw parametrów kinematycznych i kinetycznych tylko dla jednej kończyny dolnej. Wyniki badań analizowano na tle rezultatów chodu z naturalną prędkością młodych, zdrowych osób, stanowiących grupę porównawczą.

### 3. WYNIKI BADAŃ

#### 3.1 Analiza parametrów kinematycznych

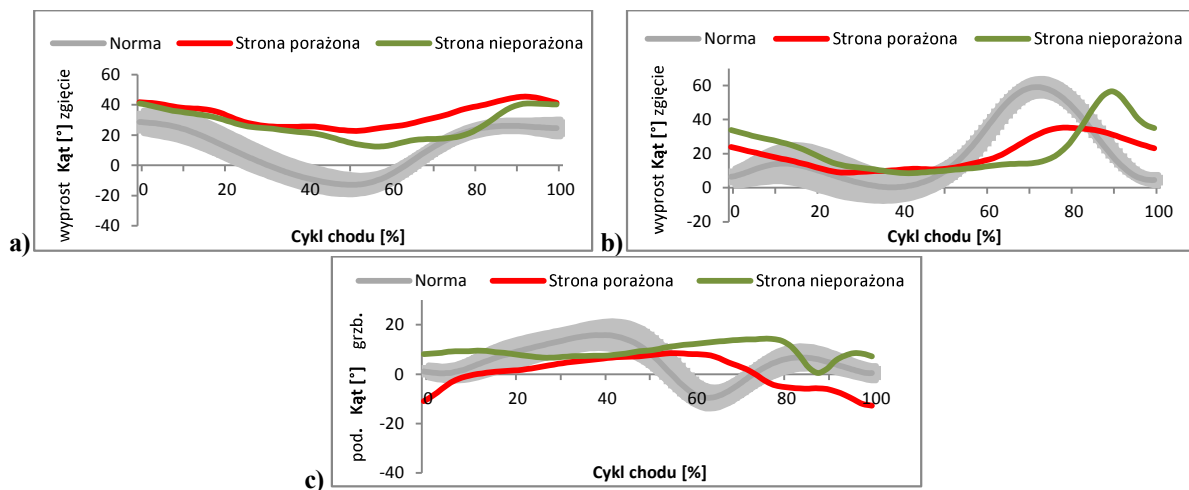
Podczas analizy wyników uzyskanych dla 10 osób zaobserwowano zaburzenia przebiegów kątów stawowych we wszystkich badanych stawach. Większość pacjentów miała zmniejszony zakres ruchu w stawach po stronie porażonej. Nieprawidłowy przebieg kątowy odnotowano jednak nie tylko w kończynie porażonej. Znaczne odstępstwa od normy w zakresie zmian kątowych po stronie chorej powodują wytworzenie mechanizmów kompensacyjnych po stronie zdrowej w celu skorygowania deficytu.

Bardziej szczegółowa analiza wyników pozwoliła podzielić wszystkich pacjentów na trzy grupy, łącząc ze sobą osoby, których chód wykazywał znaczne podobieństwo. Do pierwszej grupy zaliczono 4 mężczyzn: IV, VIII, IX i X. Przebiegi uzyskane dla nich charakteryzowały się zbliżonym do normy kątem maksymalnego zgięcia stawu biodrowego i przeprostem w stawie kolanowym w fazie podporowej, zarówno po stronie porażonej jak i nieporażonej. Ponadto jedynie po stronie nieporażonej w fazie podporowej zauważalne było zbliżone do normy zgięcie stawu kolanowego. W stawie skokowym można zauważyć mniejszy zakres kątowy ruchu w porównaniu do normy, aczkolwiek występują tutaj dość znaczne osobnicze różnice. Przykładowe wyniki przebiegów kątów stawowych uzyskanych dla pacjenta nr VIII przedstawiono na rys. 1.



Rys. 1. Przebiegi kątów stawowych uzyskane dla pacjenta nr VIII dla stawu: a) biodrowego; b) kolanowego; c) skokowego

Do grupy drugiej zaliczono 3 kobiety: III, V i VI. Charakterystyczne cechy ich lokomocji to duży zakres zgięcia w stawie biodrowym oraz brak pełnego wyprost, zarówno w stawie biodrowym jak i kolanowym. Istotne różnice zauważono również w stawie skokowym. Podczas gdy po stronie zdrowej widoczny jest ruch w stronę zgięcia grzbietowego, po stronie chorej występuje duże zgięcie podszwowe (rys. 2).



Rys. 2. Przebiegi kątów stawowych uzyskane dla pacjenta nr III dla stawu: a) biodrowego; b) kolanowego; c) skokowego

Trzecią grupę stanowiły osoby I oraz VII. Uzyskały one dla stawu biodrowego niższe wartości maksymalnych kątów zgięcia w porównaniu z chodem osób zdrowych. Zakres kątowny ruchu w stawie skokowym jest podobny do normy. Poza wyżej wymienionymi grupami znalazła się osoba II, która posiadała cechy charakterystyczne zarówno dla grupy pierwszej jak i drugiej.

### 3.2 Analiza statystyczna parametrów czasowo-przestrzennych

Wyniki uzyskane dla grupy badawczej znacznie różniły się od normy. Średnia prędkość uzyskana przez hemiplegików była blisko trzykrotnie mniejsza w porównaniu z normą. Dodatkowo zaobserwowano wydłużenie fazy podporu w porównaniu do chodu osób zdrowych. Wartość średnia dla kończyny porażonej wyniosła 63,03% czasu trwania cyklu chodu, zaś dla nieporażonej 73,89% (tabela 2).

Tabela 2. Parametry czasowo-przestrzenne

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	Średnia ±SD	Norma ±SD
<b>Prędkość chodu (m/s)</b>												
<b>Nieporażona</b>	0,43	0,37	0,12	0,54	0,33	0,56	0,86	0,46	0,41	0,40	0,45 ±0,19	<b>1,33 ±0,06</b>
<b>Porażona</b>	0,43	0,46	0,10	0,53	0,34	0,65	0,89	0,51	0,41	0,41	0,47 ±0,20	
<b>Czas cyklu chodu (s)</b>												
<b>Nieporażona</b>	1,74	2,04	2,42	1,26	2,34	1,42	1,32	1,66	2,26	1,86	1,83 ±0,43	<b>1,06 ±0,03</b>
<b>Porażona</b>	1,84	1,78	2,70	1,34	2,30	1,22	1,34	1,54	2,12	1,76	1,76 ±0,47	
<b>Procentowy udział fazy podporowej (%)</b>												
<b>Nieporażona</b>	75,80	73,50	85,90	68,20	82,90	63,30	69,60	75,90	70,70	73,10	73,89 ±6,7	<b>59,60 ±1,2</b>
<b>Porażona</b>	56,50	71,90	75,30	61,10	58,20	57,30	58,20	64,90	73,50	53,40	63,03 ±7,9	

### 3.3 Analiza statystyczna parametrów kinematycznych i dynamicznych dla stawu biodrowego

Średni zakres ruchu w stawie biodrowym po stronie nieporażonej jest większy niż w normie, natomiast po stronie porażonej jest mniejszy i wynosi odpowiednio 43,35° i 37,55°. Zakres ruchu powyżej normy dla kończyny nieporażonej uzyskało 7 osób, natomiast po stronie porażonej zakres ruchu jest wyższy u 5 osób (tabela 3). Po stronie porażonej w czasie kontaktu pięty z podłożem (ang. Initial Contact) zauważono mniejsze zgięcie

w stawie biodrowym w porównaniu do kończyny nieporażonej i normy. Biorąc pod uwagę jednak dużą wartość odchylenia standardowego widać znaczny rozrzut wyników, a wartość kąta mieści się między  $7,44^\circ$  a  $41,74^\circ$  (średnia  $22,95$ ). W przypadku nogi nieporażonej wyniki zawarte są w przedziale od  $14,75^\circ$  do  $50,79^\circ$ . Przy tak dużym rozrzucie wyników średnia wyniosła  $26,66^\circ$  w stronę zgięcia stawu biodrowego.

**Tabela 3. Wybrane parametry kinematyczne i dynamiczne dla stawu biodrowego**

	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X	Średnia ± SD	norma ± SD
<b>Zakres ruchu w stawie biodrowym (°)</b>												
Nieporażona	35,21	48,24	28,49	40,21	48,46	44,05	48,98	46,68	46,56	46,58	43,35 ± 6,76	41,60
Porażona	31,21	49,49	22,65	26,83	50,69	29,11	43,17	48,36	46,54	27,46	37,55 ± 11,03	
<b>Kąt stawowy w chwili kontaktu pięty z podłożem (°)</b>												
Nieporażona	15,87	17,75	41,00	23,46	50,79	30,68	14,75	24,53	24,85	22,87	26,66 ± 11,42	28,70 ± 7,50
Porażona	17,58	21,63	41,74	18,74	28,36	31,64	7,44	22,41	19,52	20,45	22,95 ± 9,22	
<b>Wartość kąta przy maksymalnym zgięciu stawu biodrowego (°)</b>												
Nieporażona	17,66	37,03	41	27,04	52,65	38,78	17,75	25,48	28,36	26,6	31,24 ± 11,01	28,70 ± 7,50
Porażona	18,3	39,27	45,45	22,01	48,52	34,58	11,55	28,14	27,73	25,19	30,07 ± 11,84	
<b>% cyklu chodu podczas maksymalnego zgięcia stawu biodrowego (%)</b>												
Nieporażona	90	88	96	88	96	84	0	100	96	94	83,20 ± 29,64	0,00
Porażona	86	92	92	90	82	80	82	88	90	92	87,4 ± 4,62	
<b>Maksymalny moment zginaczy (Nm/kg)</b>												
Nieporażona	0,28	0,26	0,19	0,33	0,16	0,48	0,73	0,52	0,33	0,35	0,363 ± 0,17	0,955 ± 0,299
Porażona	0,18	0,24	0,21	0,13	0,2	0,3	0,43	0,46	0,34	0,13	0,262 ± 0,12	
<b>Maksymalny moment prostowników (Nm/kg)</b>												
Nieporażona	0,31	0,4	0,58	0,63	0,75	0,12	0,49	0,5	0,68	0,61	0,507 ± 0,19	1,017 ± 0,242
Porażona	0,34	0,33	0,75	0,63	0,9	0,4	0,74	0,32	0,45	0,82	0,568 ± 0,22	
<b>Maksymalna moc generowana (W/kg)</b>												
Nieporażona	0,38	0,36	0,26	0,46	0,89	0,58	1,08	0,51	0,52	0,55	0,559 ± 0,25	0,866 ± 0,399
Porażona	0,29	0,42	0,48	0,39	0,91	0,56	0,93	0,59	0,7	0,5	0,577 ± 0,21	
<b>Maksymalna moc absorbowana (W/kg)</b>												
Nieporażona	0,08	0,36	0,08	0,27	0,1	0,31	0,65	0,29	0,09	0,12	0,235 ± 0,18	0,639 ± 0,367
Porażona	0,12	0,12	0,07	0,05	0,19	0,07	0,36	0,19	0,1	0,07	0,134 ± 0,09	

U badanych osób średnia wartość maksymalnego zgięcia w stawie biodrowym w fazie przenoszenia jest wyższa od normy jedynie o  $2-3^\circ$ . U niektórych osób zauważono jednak, że kąt zgięcia w stawie biodrowym jest mniejszy w tej fazie.

Analizę danych dynamicznych ograniczono do wartości maksymalnych momentów i mocy. Aktywność zginaczy i prostowników stawu biodrowego (po obu stronach) jest znacznie niższa w stosunku do normy. Przeciętna aktywność prostowników po stronie porażonej jest wyższa w porównaniu z kończyną nieporażoną, natomiast aktywność zginaczy mniejsza.

Dla strony nieporażonej niższa przeciętna wartość momentu rozwijanego przez zginacze stawu biodrowego (0,363 Nm/kg) współgra z niewielką wartością mocy (0,559 W/kg). Mimo mniejszej wartości momentu zginaczy kończyny porażonej, generowana moc w porównaniu ze stroną nieporażoną jest większa (średnia 0,577 W/kg). Aktywność prostowników stawu biodrowego w obu kończynach jest podobna, lecz dwukrotnie mniejsza niż w normie. Wartości momentów dla nogi zdrowej są zawarte w przedziale od 0,12 Nm/kg do 0,75 Nm/kg, zaś dla chorej mieszczą się między 0,32 a 0,82 Nm/kg. Moc absorbowana w czasie prostowania biodra jest znacznie mniejsza niż w normie. Należy jednak pamiętać, że na wartości momentów i mocy wpływa prędkość chodu, która w przypadku badanych pacjentów jest znacznie niższa niż w normie.

#### 4. Dyskusja

Ilościowa analiza lokomocji osób z porażeniem połowicznym po udarze mózgu pozwala na wnikliwą i dokładną ocenę ich chodu. Szerokie zastosowanie analizy laboratoryjnej w praktyce klinicznej pozwala na podejmowanie indywidualnych decyzji dotyczących metod leczenia, oraz jest bardzo ważne w rehabilitacji i reedukacji chodu [3].

Wielu autorów uważa, że prędkość lokomocji jest głównym miernikiem poprawności chodu. W celu oceny pacjentów z porażeniem połowicznym powszechnie stosowane są pomiary parametrów czasowych, uważane za najprostsze do wykonania i najbardziej istotne klinicznie. Szybkość chodzenia jest skutecznym wskaźnikiem stopnia niepełnosprawności i ogólnej jakości chodu osób z hemiplegią. Holden w swoich badaniach wykazał, że prędkość lokomocji – 0,55 m/s – stanowi dolną granicę pozwalającą na uzyskanie funkcjonalnej niezależności osób po udarze [6]. Biorąc pod uwagę te wartości można stwierdzić, że w badanej grupie tylko 3 osoby uzyskały funkcjonalną niezależność. Kwolek zwraca uwagę na fakt, że prędkość, jest ściśle związana ze stanem klinicznym pacjentów i jest mniejsza u osób z większym ubytkiem ruchowym. W analizie parametrów czasowo-przestrzennych zauważono, że ma ona również związek ze średnim czasem trwania cyklu chodu, oraz czasem trwania fazy podporowej/przenoszenia zarówno dla kończyny porażonej jak i zdrowej. Skrócenie fazy podporu na kończynie porażonej wiąże się z wydłużeniem czasu trwania tej fazy na kończynie zdrowej [6].

Charakterystyczne dla osób z hemiplegią trudności ze stabilizacją ciała wpływają na wydłużenie czasu trwania fazy podporu na kończynie zdrowej. Inni autorzy wskazują jednocześnie na zjawisko skracania czasu podporu na kończynie niedowładnej. W badaniach własnych zaobserwowano skrócenie czasu fazy podporu kończyny niedowładnej w stosunku do kończyny zdrowej u 5 osób. U pozostałych, czas trwania fazy podporowej obu kończyn dolnych, w stosunku do normy był wydłużony. Bensoussan, który w swoich badaniach zauważył podobną zależność uważa, że może to wynikać z przedłużenia czasu podwójnego podparcia wpływając tym samym na zwiększenie stabilizacji ciała pacjenta podczas chodu [1].

U badanych pacjentów chód charakteryzował się masową aktywnością prostowników, gdzie dochodziło do jednoczesnego działania prostowników biodra, kolana i zginaczy podeszwowych, co umożliwiało funkcjonalne wydłużenie kończyny. Kwolek i Zuber w swoich badaniach dodatkowo zwracają uwagę na inny model, gdzie występuje masowe zgięcie kończyny, poprzez równoczesne działanie zginaczy biodra, kolana i prostownika długiego palucha [6].

Bensoussan w swoich badaniach zauważył, że w fazie wymachu nastąpiło maksymalne zgięcie podeszwy [1]. Zaskakujący według niego był fakt, że po stronie porażonej zakres ruchu w stawie skokowym był większy niż po stronie zdrowej. Taką zależność zaobserwowano również analizując przedstawioną tutaj 10 osobową populację. Według

autorów mogło to być spowodowane wysokim poziomem spastyczności mięśnia trójgłowego łydki, która powoduje wzrost zgięcia podszwowego w fazie wymachu i zmniejszenie zakresu zgięcia grzbietowego.

Na podstawie analizy chodu okazało się, że wśród pacjentów z hemiplegią można odnaleźć różnorodne wzorce chodu. W pracy podjęto próbę podziału badanej grupy 10 pacjentów na 3 podgrupy charakteryzujące się znacznym podobieństwem lokomocji. W pracach innych autorów również podejmowano próby podziału pacjentów z hemiplegią na w miarę jednorodną grupę. Horvath w swoich badaniach zastosowała inny podział, biorąc pod uwagę jedynie zakres ruchu w stawach. Badania własne wskazują na celowość uwzględnienia kompletnego przebiegu kątów stawowych [4].

Chód osób po udarze mózgu wykazuje znaczną indywidualną zmienność. Utrudnia ona sformułowanie bardziej ogólnego podsumowania. Wskazuje też na złożoność układu neuro-mięśniowego oraz niezwykle zdolność jego adaptacji w sytuacjach patologicznych.

## LITERATURA

- [1] Bensoussan L.: Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns, *Journal of Rehabilitation Medicine*, 38, 2006, 287-294
- [2] Drużbicki M., Kwolek A.: Ocena funkcji chodu chorych z niedowładem połowicznym po udarze mózgu w okresie przewlekłym, *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego*, 2, 2010, 145-151
- [3] Drużbicki M., Szymczak D.: Obiektywne, ilościowe metody analizy chodu w praktyce klinicznej, *Przegląd Medyczny Uniwersytetu Rzeszowskiego*, 4, 2009, 356-362
- [4] Horvath M., Tihanyi T., Tihanyi J.: Kinematic and kinetic analyses of gait patterns in hemiplegic patients, *Physical Education and Sport*, vol. 1, No 8, 2001, 25-35
- [5] Jakimowicz W.: *Neurologia kliniczna w zarysie: podręcznik dla studentów medycyny*, PZWL, Warszawa, 1981
- [6] Kwolek A., Zuber A.: Charakterystyka chodu osób z niedowładem połowicznym po udarze mózgu, *Neurologia, neurochirurgia Polska*, 36, 2, 2002, 337-347

## ANALYSIS OF GAIT KINEMATICS AND DYNAMICS OF PATIENTS WITH HEMIPLEGIA

**Abstract:** The aim of this paper was to analyse the gait of people after stroke with hemiplegia and make comparison with the health people's walk. Gait parameters obtained for paralyzed limb were compared with those obtained for health one. Ten people after strokes with hemiplegia, including 4 women and 6 men, were taken into consideration. The results were presented on the background of the walk of the young, health people who were the reference group.