

# PRÓBA STWORZENIA KRYTERIÓW OCENY FUNKCJI CHODU Z WYKORZYSTANIEM PLATFORMY PDM-S

## AN ATTEMPT TO CREATE CRITERIA FOR THE ASSESSMENT OF GAIT FUNCTION BY MEANS OF THE PDM-S PLATFORM

Izabela Jaszczur<sup>1,2\*</sup>, Piotr Koprowski<sup>1</sup>, Zdzisława Wrzosek<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu, Wydział Lekarski Kształcenia Podyplomowego, Katedra i Klinika Ortopedii i Traumatologii Narządu Ruchu, Zakład Rehabilitacji, 50-556 Wrocław, ul. Borowska 213

<sup>2</sup> Akademia Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, Wydział Fizjoterapii, Katedra Fizjoterapii i Terapii Zajęciowej w Dysfunkcjach Narządu Ruchu, Zakład Fizjoterapii w Ortopedii i Reumatologii, 51-612 Wrocław, ul. Paderewskiego 35

\* e-mail: izabela.jaszczur@awf.wroc.pl

### STRESZCZENIE

Chód, jako podstawowa forma lokomocji, jest przedmiotem zainteresowań i wielu opracowań, począwszy od patologii chodu po sport wyczynowy. Badaniu podlegają różne aspekty chodu, takie jak np.: długość i częstotliwość kroków, analiza fazy podparcia i wymachu, przebieg sił reakcji podłoża, charakterystyka kinematyki stawów. Szczegółowymi zagadnieniami analizy chodu są: kinematyka, kinetyka, dynamiczna elektromiografia oraz ocena kosztów energetycznych.

W niniejszej pracy zaprezentowana została próba stworzenia kryteriów oceny funkcji chodu za pomocą platformy dynamograficznej PDM-S, z uwzględnieniem wpływu masy ciała. Utworzony wzorzec, w dalszym etapie, może posłużyć do badań nad wpływem treningu lub nad ubytkami sprawności, wynikającymi z przyczyn patologicznych.

### ABSTRACT

Many researchers are interested in gait as the primary form of transportation. Various aspects of gait can be analyzed as e.g. length and frequency of steps, support and swing phase, the course of ground reaction forces, joint kinematics. Specific issues relating to gait are among others: kinematics, kinetics, dynamic electromyography and assessment of energy costs.

In this paper, an attempt to create criteria for the assessment of gait function by means of the PDM-S platform, with influence of body weight, will be presented. The obtained pattern can be used for further examination on the effects of training or pathological changes of locomotory system.

Słowa kluczowe: chód, platforma dynamometryczna, siła reakcji podłoża

Keywords: gait, dynamometric platform, ground reaction forces

## 1. Wstęp

W lokomocji człowieka wyróżnić można trzy zasadnicze formy poruszania się: chód, bieg i sprint, a także rzadziej, występujące podczas podstawowego ruchu skoki. Chód i bieg uważa się za naturalne, genetycznie uwarunkowane czynności. Tym samym, są one zwykle niezauważalne, a uświadomienie sobie ich istoty następuje najczęściej dopiero przy wystąpieniu jakichkolwiek zaburzeń. Rzadko jednak spostrzegana jest ich złożoność. Tymczasem sam chód, nie mówiąc o biegu, jest jedną z najbardziej złożonych czynności ruchowych życia codziennego. Przemawiają za tym trzy czynniki. Po pierwsze, ciało ludzkie charakteryzuje się dużą liczbą stopni swobody i nierozłącznie związaną z tym niestatecznością. Po drugie, w znacznej części chodu, bo aż w około 60% czasu cyklu chodu, ciało podparte jest jedynie na jednej stopie. Po trzecie, powierzchnia podporu stopy na podłożu jest mała, a środek masy ciała w przeważającej części cyklu jest rzutowany poza jej obrys [1].

## 2. Materiał i metody

Badania obejmowały grupę 50 studentów Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu. Głównym kryterium wykluczającym z grupy badanej, była obecność deformacji w obrębie narządu ruchu, mogących wpływać na zaburzenia chodu, a wynikających z wcześniej przebytych chorób lub urazów. Po przeprowadzeniu wywiadu i badania fizykalnego, z początkowej grupy ochotników wyodrębniono 21 osób spełniających oczekiwane warunki (13 kobiet i 8 mężczyzn). Wiek badanych wynosił od 22 do 27 lat (średnio 23,9 lat), masa ciała od 47 do 84 kg (średnio 65,86 kg), natomiast wzrost od 158 do 184 cm (średnio 170,62 cm).

W badaniach wykorzystano aparaturę pedobarograficzną firmy Zebris Medical GmbH (Niemcy), znajdującą się na wyposażeniu Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu, przedstawioną na rysunku 1. Platforma PDM-S ma powierzchnię 320×470 mm oraz posiada 1504 sensory. Pozwala ona na przeprowadzenie zarówno badań statycznych, jak i dynamicznych. Platforma po połączeniu z komputerem wyposażonym w oprogramowanie FootPrint w wersji 1.2.4.9. daje możliwość analizy dwu- i trójwymiarowego rozkładu sił reakcji podłoża podczas chodu oraz w warunkach statyki. Pozwala ona również na analizę wychwiał środka ciężkości ciała w statyce i dynamice. Zastosowanie powyższego zestawu, pozwoliło na komputerową rejestrację kinetycznych parametrów chodu, które następnie poddane zostały analizie statystycznej.



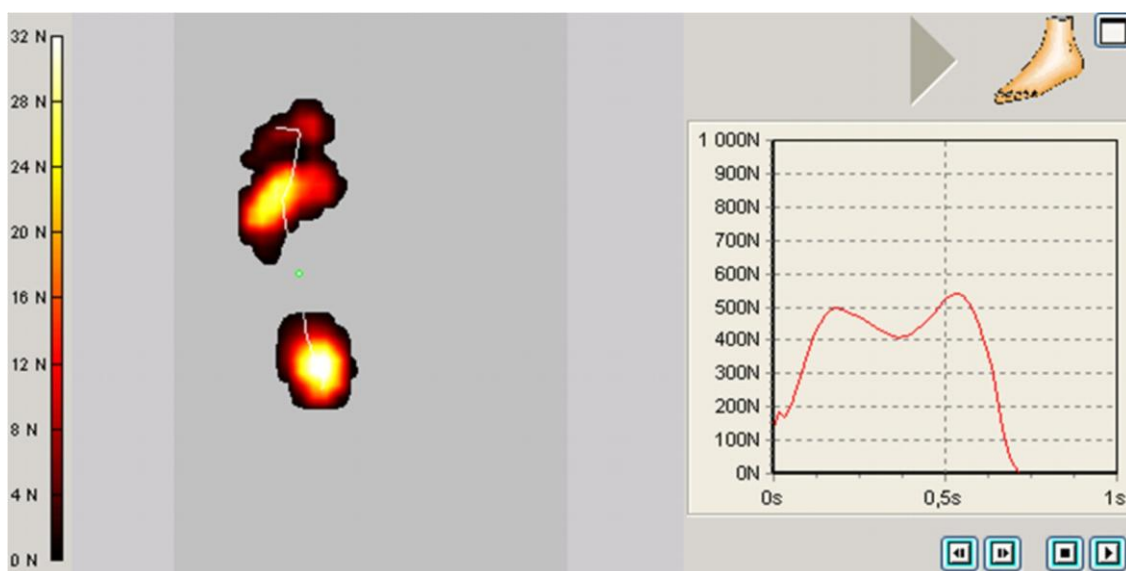
Rys. 1. Platforma PDM-S firmy Zebris Medical GmbH [2]

Doświadczenie polegało na przejściu przez osobę badaną dystansu 3 m po chodniku z zainstalowaną platformą pedobarograficzną w taki sposób, aby stopa w izolowany sposób następowała na powierzchnię platformy. Osoba badana poruszała się bez butów. Każdorazowo przed badaniem, platforma była kalibrowana, a sam uczestnik badania był szczegółowo instruowany o jego przebiegu. Z parametrów rejestrowanych przez platformę, analizie poddawano:

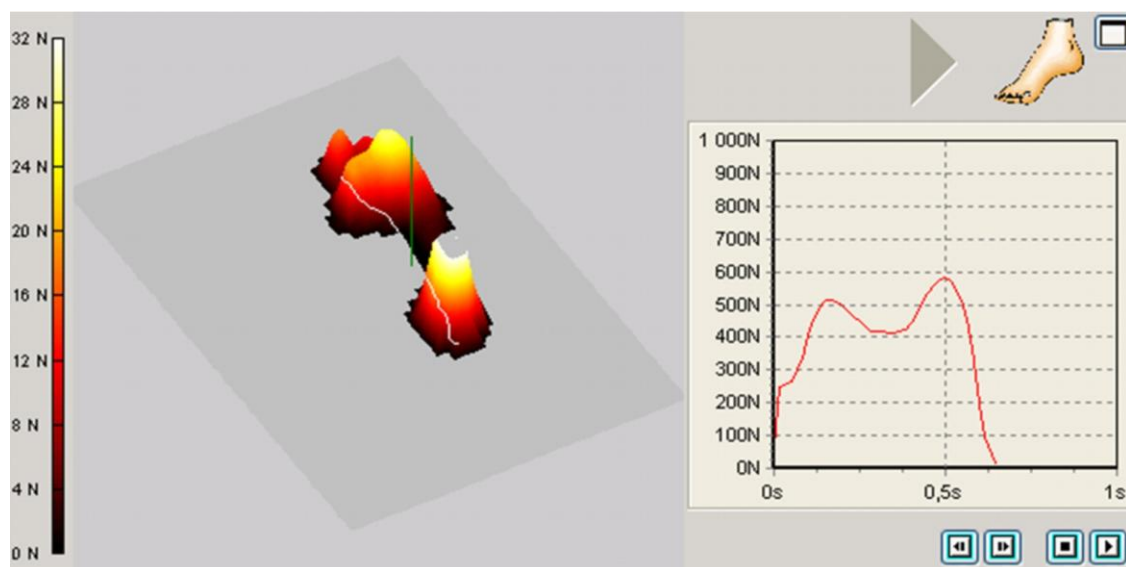
- czas trwania kontaktu stopy z podłożem,
- wartość pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $F$  łęk tylny), charakteryzujący sposób obciążania pięty,
- czas wystąpienia pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $t$  łęk tylny), charakteryzujący sposób obciążania pięty,

- wartość drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $F$  łęk przedni), charakteryzujący sposób obciążania przodostopia i propulsję,
- czas wystąpienia drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $t$  łęk przedni), charakteryzujący sposób obciążania przodostopia i propulsję.

W badaniach brana pod uwagę była jedynie składowa pionowa siły reakcji podłoża, ponieważ jej wektor w najlepszy sposób odzwierciedla ewentualne odchylenia od normy w chodzie fizjologicznym. Przykładowy obraz 2D rozkładu pionowej siły reakcji podłoża dla kończyny lewej, wykonany przy użyciu programu Footprint, przedstawiono na rysunku 2. Rysunek 3 przedstawia natomiast obraz 3D uzyskany dla kończyny prawej.



Rys. 2. Obraz 2D rozkładu pionowej siły reakcji podłoża dla kończyny lewej wykonany przy użyciu programu Footprint



Rys. 3. Obraz 3D rozkładu pionowej siły reakcji podłoża dla kończyny prawej wykonany przy użyciu programu Footprint

Uzyskane wyniki zostały unormowane. Czasy trwania poszczególnych faz cyklu chodu były analizowane w postaci procentowego udziału w czasie trwania całego cyklu chodu. Wartości reakcji siły podłoża zostały przeliczone względem masy ciała badanego i przedstawione jako odsetek masy ciała badanego.

Zakładając, że cechą prawidłowego chodu jest symetryczność, wartości zarejestrowane na platformie dla każdej z kończyn dolnych osoby zdrowej powinny być takie same.

Po zakończeniu badań, analizie statystycznej poddano takie parametry jak: wiek badanego, wzrost, masę ciała, całkowity czas kontaktu stopy z podłożem ( $t$  całkowity) stopy prawej ( $P$ ) i lewej ( $L$ ), wartość pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $F$  łęk tylny) dla kończyny prawej i lewej, czas wystąpienia pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $t$  łęk tylny) dla kończyny prawej i lewej, wartość drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $F$  łęk przedni) dla kończyny prawej i lewej, czas wystąpienia drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $t$  łęk przedni) dla kończyny prawej i lewej, procentowy stosunek wartości pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do ciężaru ciała badanego (%  $F$  łęk tylny) dla kończyny prawej i lewej, procentowy stosunek wartości drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do ciężaru ciała badanego (%  $F$  łęk przedni) dla kończyny prawej i lewej, procentowy stosunek czasu wystąpienia pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do całkowitego czasu trwania kontaktu stopy z podłożem (%  $t$  łęk tylny) dla kończyny prawej i lewej oraz procentowy stosunek czasu wystąpienia drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do całkowitego czasu trwania kontaktu stopy z podłożem (%  $t$  łęk przedni) dla kończyny prawej i lewej.

Do analizy statystycznej zgromadzonych danych zastosowano pakiet STATISTICA 10. Posłużono się testem  $t$ -Studenta dla zmiennych niepowiązanych oraz obliczono współczynnik korelacji liniowej Pearsona. Za poziom istotności potrzebny do odrzucenia hipotezy zerowej przyjęto wartość  $p < 0,05$ . Do interpretacji współczynnika korelacji ( $r_{xy}$ ) przyjęto następujące założenia:

- $r_{xy} = 0$  zmienne nie są skorelowane,
- $0 < r_{xy} < 0,1$  korelacja nikła,
- $0,1 \leq r_{xy} < 0,3$  korelacja słaba,
- $0,3 \leq r_{xy} < 0,5$  korelacja przeciętna,
- $0,5 \leq r_{xy} < 0,7$  korelacja wysoka,
- $0,7 \leq r_{xy} < 0,9$  korelacja bardzo wysoka,
- $0,9 \leq r_{xy} < 1$  korelacja prawie pełna.

### 3. Wyniki

W tabeli 1 przedstawiono wartości średnie badanych parametrów biomechanicznych chodu, odchylenia standardowe i istotności statystyczne różnicy średnich dla kończyny lewej i prawej.

Tabela. 1. Wartości średnie badanych parametrów funkcji chodu, odchylenia standardowe i istotności statystyczne różnicy średnich dla kończyny lewej i prawej (objaśnienie skrótów w tekście)

Parametr	Średnia	SD	P
$t$ całkowity L	0,722857	0,099103	0,661336
$t$ całkowity P	0,710000	0,089443	
$t$ łęk tylny L	0,189524	0,045329	0,861944
$t$ łęk tylny P	0,187143	0,042795	
$t$ łęk przedni L	0,549524	0,069100	0,707806
$t$ łęk przedni P	0,541429	0,069877	
% $t$ łęk tylny L	0,260731	0,041229	0,94557
% $t$ łęk tylny P	0,261568	0,037642	
% $t$ łęk przedni L	0,761390	0,021765	0,849092
% $t$ łęk przedni P	0,762837	0,026937	
$F$ łęk tylny L	670,0000	109,9432	0,937763
$F$ łęk tylny P	672,6190	106,0380	
$F$ łęk przedni L	725,0000	113,1923	1,000000
$F$ łęk przedni P	725,0000	106,6536	
% $F$ łęk tylny L	1,039975	0,047298	0,725853
% $F$ łęk tylny P	1,045266	0,049764	
% $F$ łęk przedni L	1,127455	0,064850	0,935287
% $F$ łęk przedni P	1,129117	0,066932	

Różnica średnich wartości całkowitego czasu kontaktu stopy z podłożem wyniosła około 0,0129 i nie osiągnęła istotności statystycznej. W przypadku czasu wystąpienia pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża, różnica średnich między stopą lewą i prawą wyniosła ok. 0,0024, natomiast w przypadku drugiego ok. 0,0081. Różnice średnich procentowego stosunku czasu wystąpienia pierwszego i drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do całkowitego czasu kontaktu stopy z podłożem wyniosły kolejno ok. 0,0008 i 0,0014. Wartości średnie pierwszego i drugiego maksimum pionowej reakcji podłoża osiągnęły wartość 2,619 i zero. Procentowy stosunek wartości pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do masy ciała badanego oraz drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do masy ciała wyniosły kolejno ok. 0,0053 i 0,0017. Żadne z wymienionych różnic wartości średnich dla kończyny lewej i prawej nie osiągnęły istotności statystycznej.

Tabela 2. Współczynniki korelacji masy ciała z wybranymi parametrami funkcji chodu (objaśnienie skrótów w tekście, \*  $p < 0,05$ )

Masa ciała / Parametr	Współczynnik korelacji $r$	$P$
m.c. / $t$ całkowity $L$	0,45*	0,039
m.c. / $t$ całkowity $P$	0,42	0,056
m.c. / $t$ łęk tylny $L$	0,54*	0,012
m.c. / $t$ łęk przedni $L$	0,49*	0,024
m.c. / $t$ łęk tylny $P$	0,22	0,335
m.c. / $t$ łęk przedni $P$	0,43	0,052

W tabeli 2 przedstawiono wartości współczynników korelacji między masą ciała pacjenta badanymi parametrami. Dla  $p < 0,05$  statystycznie istotną korelację z masą ciała wykazał całkowity czas obciążenia kończyny lewej (korelacja przeciętna), czas wystąpienia pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża dla kończyny lewej (korelacja wysoka) oraz czas wystąpienia drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża dla kończyny lewej (korelacja przeciętna).

#### 4. Dyskusja

W ciągu ostatnich kilkudziesięciu lat, w wielu publikacjach przedstawiono najróżniejsze techniki rejestracji i metody analizy parametrów lokomocji. W zależności od celu badań, jak również profesji badającego, możemy zaobserwować różne podejście do rejestrowanych i analizowanych parametrów. Klinicyści preferują analizę parametrów łatwych do oceny wizualnej, takich jak np. długość kroku, częstotliwość kroczenia, kąty stawowe. Biomechanicy skupiają się na ocenie sił reakcji podłoża, momencie sił, mocy, energii itd. [3]. Neurologzy natomiast analizują aktywność bioelektryczną układu nerwowego i mięśni (EMG) [4].

Dawniej badanie chodu bazowało na obserwacji chodzącej osoby i subiektywnej ocenie badającego. Nawet najbardziej wprawny obserwator nie był w stanie, w czasie tak złożonej aktywności jaką jest lokomocja, zaobserwować zmian wzorca aktywności ruchowej w większej liczbie stawów. Takie badanie można było wzbogacić jedynie o proste pomiary czasowe i liniowe, określając na przykład częstotliwość i długość kroków. Niedoskonałość takiego badania związana była m.in. z niską rozdzielczością czasową zmysłu wzroku badającego, z jego subiektywnym odbiorem oraz małą powtarzalnością i porównywalnością wyników. Dlatego coraz większego znaczenia nabierała analiza ruchu za pomocą obiektywnej metody pomiarowej, zbierającej jednocześnie duże ilości informacji ze znacznie wyższą dokładnością i niezawodnością. Stopniowo wprowadzano nowe techniki, takie jak: cyklografię i metody kinematograficzne, a w późniejszym czasie również wideorejestrację z wykorzystaniem dwóch kamer rejestrujących ruchy w płaszczyźnie czołowej i strzałkowej, a także metody opierające się na badaniu siły reakcji podłoża, elektromiografii itd. Takie właśnie techniki są oferowane przez współczesną inżynierię biomedyczną i biomechanikę [5, 6].

Biomechaniczna diagnostyka chodu ma zarówno zwolenników, jak i przeciwników. Osobami popierającymi są zazwyczaj biomechanicy posiadający nowoczesnie wyposażone laboratoria. Należy jednak pamiętać, że stosując nawet najbardziej zaawansowane narzędzia, badania biomechaniczne nie diagnozują konkretnej patologii, lecz wskazują na objawy, które mogą być wspólne dla wielu różnych

stanów chorobowych. Wbrew pozorom, analiza chodu nie jest prosta i wymaga nie tylko kosztownej aparatury, ale również doskonale przygotowanego personelu. Najważniejszym argumentem przeciwko badaniom biomechanicznym chodu jest wysoki koszt sprzętu pomiarowego i oprogramowania, których zakup może równać się z inną, dużą aparaturą medyczną jak np. rezonans magnetyczny czy tomografia komputerowa.

Biomechaniczna ocena laboratoryjna chodu ma wiele wad. Przede wszystkim wymaga względnie długiego czasu analizy. Po drugie, badania te wykonują z reguły inżynierowie lub biomechanicy. Dlatego też wyniki analiz mogą nie być w pełni zrozumiałe np. dla klinicystów. Ci, stanowiący prawdopodobnie najważniejszą grupę odbiorców, nie są nauczeni posługiwania się inżynierskim językiem biomechaniki. Często również nie doceniają znaczenia wyników tego typu analizy w zastosowaniu do diagnostyki i oceny wyników terapii. Rozwój biomechaniki klinicznej i znaczące skrócenie czasu analizy spowodowały rozszerzenie liczby laboratoriów zajmujących się oceną chodu.

W powyższej pracy zaprezentowana została próba stworzenia porównywalnych kryteriów oceny funkcji chodu z wykorzystaniem systemu pomiarowego Pressure Distribution Measurement – platformy PDM-S. Wybór metody biomechanicznej i aparatury nie był przypadkowy. Zastosowana platforma jako urządzenie do pomiaru pionowej siły reakcji podłoża jest lekka i niewielka, co ułatwia jej transport i możliwość przeprowadzenia badań w różnych placówkach, m.in. zdrowia publicznego. Platforma PDM-S jest prosta w obsłudze, stosunkowo niedroga oraz pozwalająca na szybkie przeprowadzenie badań i analizę wyników. Analizowana przez urządzenie pionowa składowa siła reakcji podłoża jest najbardziej charakterystyczna, a jednocześnie łatwa do zmierzenia.

Przesunięcie się całego ciała w płaszczyźnie poziomej jest wynikiem działania sił wewnętrznych i zewnętrznych działających na człowieka podczas chodu. Wartość rozwijanych sił oraz koordynację pobudzenia wybranych zespołów mięśniowych biorących udział w chodzie, oszacować można między innymi na podstawie pomiaru i analizy sił reakcji między stopami a podłożem [7].

Szczególnie ważny w analizie chodu jest rozkład sił pionowych, który przybiera kształt dwuwierzchołkowy. Wartości obu szczytów, według różnych autorów, wynoszą od 100% do 140% wartości masy ciała. Biomechaniczne zjawisko przekroczenia masy ciała przez siły nacisku wywierane na podłoże, można wytłumaczyć zmiennością ustawienia środka ciężkości wobec nieruchomej stopy, stanowiącej punkt podparcia kończyny. Natomiast zmniejszenie wartości sił nacisku w fazie pojedynczego podporu (tzw. odciążenie) wynika z ich dodatkowego rozkładu na składowe przednio-tylne i boczno-przyśrodkowe. Kabsch stwierdził, że wartość pionowej siły reakcji podłoża w fazie podporu na całej stopie, zależy od dynamiki kończyny przeciwnej (wymachowej) i wynosi zwykle około 60–80% ciężaru ciała [8, 9].

Według Dworaka i wsp. (1989r.) przy prędkości 1,55 m/s dochodzi do zwiększenia składowej siły reakcji podłoża w fazie postawienia stopy do 123% ciężaru ciała, natomiast drugi szczyt odpowiadający propulsji wynosi 103% [10]. Nadeau i wsp. (1997r.) zanotowali odwrotną kolejność, przy czym drugi szczyt był nieznacznie większy [11].

Z badań Jureczko wynika, że składowa pionowa siła  $F$  ma dwa wierzchołki – jeden w chwili postawienia pięty i drugi w momencie odbicia. Maksyma przekraczają o ok 20–30% wartość równą ciężarowi ciała. W fazie środkowej natomiast, występuje krótki okres „odciążenia”, podczas którego nacisk jest mniejszy niż masa ciała. Przebieg składowej siły reakcji podłoża zmienia się wraz z prędkością chodu [12].

Według Jansen i Jansen (1977r.) kształt wykresu składowej pionowej siły reakcji podłoża podczas całego cyklu chodu, przybierać może mniej lub bardziej wyraźne formy. Przy małych prędkościach chodu (2–3 km/h), wspomniane dwa najwyższe szczyty nie są wyraźnie zaznaczone na wykresie, gdyż nie ma tak dużego spadku sił pomiędzy nimi. Natomiast, gdy prędkość chodu jest większa, a czas fazy podporu ulega skróceniu, szczyty składowej pionowej siły reakcji podłoża stają się wyraźniejsze. Prędkość chodu wpływa również na wartości maksymalne przednio-tylnej oraz bocznej składowej siły reakcji podłoża [13]. Według Bobera, składowa pionowa siła reakcji podłoża w fazie podporu na całej stopie wynosi 0,8 ciężaru ciała, a w trakcie stawiania pięty i odbicia palców 1,2 ciężaru ciała [14].

Wyniki przeprowadzonych badań wykazały, że siła reakcji nacisku podłoża dla kończyny lewej wyniosła około 103,99%, dla kończyny prawej natomiast 104,52% ciężaru ciała w pierwszym maksimum, czyli w momencie stawiania pięty na podłoże. W drugim maksimum, czyli w momencie

propulsji, wartości te wynosiły 112,74% dla lewej kończyny i 112,91% dla kończyny prawej. Badania nie potwierdziły istotnej statystycznie różnicy pomiędzy kończyną prawa i lewą, co świadczy, iż obciążenie podczas chodu było symetryczne. Wartości szczytów obciążania były osobniczo różne, ponieważ analiza graficzna pionowej siły reakcji podłoża u części badanych wskazywała, że łąk tylny był wyższy niż łąk przedni. W badaniach nie wzięto pod uwagę zmniejszenia wartości sił nacisku w fazie pojedynczego podporu (tzw. odciążenie) ze względu na bardzo duże wahania tego parametru.

Analizując wyniki badań, nie zaobserwowano istotnych statystycznie średnich różnic pomiędzy kończyną lewą i prawą. Obserwacje te dotyczyły parametrów takich jak:

- całkowity czas kontaktu stopy z podłożem ( $t$  całkowity),
- czas wystąpienia pierwszego i drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $t$  łąk tylny oraz  $t$  łąk przedni),
- procentowy stosunek czasu wystąpienia pierwszego i drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do całkowitego czasu kontaktu stopy z podłożem (%  $t$  łąk tylni oraz %  $t$  łąk przedni),
- wartość pierwszego i drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $F$  łąk tylni oraz  $F$  łąk przedni),
- procentowy stosunek wartości pierwszego i drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża do ciężaru ciała badanego (%  $F$  łąk tylni oraz %  $F$  łąk przedni).

Brak różnic w wartościach średnich powyższych parametrów, pomiędzy kończyną lewą i prawą, dowodzi symetryczności chodu. Badania wykazały, że czynniki, takie jak płeć oraz wzrost nie mają wpływu na wymienione, badane parametry chodu, co dowodzi, że mogą być one pominięte przy jego ocenie.

Biorąc pod uwagę wiek badanych, u stosunkowo młodych osób (w przedziale od 22 do 27 lat) różnica wieku nie miała wpływu na badane parametry. Nie można natomiast założyć, że czynnik ten nie wykazuje żadnego wpływu na pionową siłę reakcji podłoża. Ogólnie wiadomo, że zdolności ruchowe osób starszych zmniejszają się, co może mieć bezpośredni wpływ na wzorzec chodu. Murray i wsp. (1969r.) badając lokomocje osób starszych (powyżej 65 roku życia) stwierdzili, że zarówno rytm, jak i długość kroku ulegają skróceniu wraz z wiekiem osób badanych [11]. Należałoby, zatem przeprowadzić odpowiednie badania rozciągnięte w czasie, które mogłyby pokazać wpływ wieku na parametry kinetyczne chodu.

Analizując wyniki badań ochotników niezakwalifikowanych do grupy badawczej, czyli osób po przebytych urazach kończyn dolnych (najczęściej skręceniach w obrębie stawów skokowych) albo z deformacjami w obrębie stopy (płaskostopie poprzeczne i podłużne), można zauważyć, że u niektórych badanych wzorzec chodu nie odbiegał od ogólnie przyjętego. Mogło być to spowodowane albo pełną rekonwalescencją w przypadku kontuzji, albo w przypadku deformacji stopy, dużą kompensacją ze strony innych struktur układu ruchu.

Dla kończyny prawej, współczynniki korelacji między masą ciała, a całkowitym czasem obciążenia kończyny ( $t$  całkowity  $P$ ), czasem wystąpienia pierwszego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $t$  łąk tylny  $P$ ) oraz czasem wystąpienia drugiego maksimum pionowej siły reakcji podłoża ( $t$  łąk przedni  $P$ ) nie wykazały istotności statystycznej. Odmiennie wyniki uzyskano natomiast dla kończyny lewej. Współczynniki korelacji między masą ciała, a  $t$  całkowitym  $L$ ,  $t$  łąk tylnym  $L$  oraz  $t$  łąk przednim  $L$  osiągnęły wartości statystycznie istotne. Obserwacja ta może mieć związek z faktem, iż większość osób z grupy badawczej była praworęczna, więc dominującą kończyną dolną była kończyna lewa.

Analizując badania można zauważyć, że stworzenie prawidłowego wzorca chodu z wykorzystaniem platformy PDM-S nie jest możliwe ze względu na duże różnice w obrazie graficznym przedstawiającym pionową siłę reakcji podłoża. Można przyjąć, że obraz graficzny powinien przedstawiać 2 wierzchołki, których wysokość jest uzależniona nie tylko od prędkości chodu, ale również od uwarunkowań osobniczych. Badania wykazały również, że lateralizacja ma dość duży wpływ na korelację pomiędzy niektórymi badanymi parametrami. Z tego też powodu platforma PDM-S może być wykorzystywana do badań chodu, ale jedynie przy porównywaniu wyników u jednej osoby, a nie grupy osób, np. może służyć do badania wpływu postępowania fizjoterapeutycznego u osób po zabiegach na chrząstce stawowej [15, 16].

## 5. Wnioski

1. Nie można ustalić wzoru prawidłowej pionowej siły reakcji podłoża, gdyż chód jest zindywidualizowanym ruchem zależnym od wielu czynników, często osobniczo różnych.
2. Platforma PDM-S może być wykorzystywana do badań chodu, ale tylko do porównywania wyników dla jednej osoby, a nie grupy osób.
3. Przy badaniach chodu należy uwzględnić badanie rozkładu sił podłoża w statyce, aby ustalić która kończyna dolna jest kończyną dominującą, gdyż wykazano wpływ lateralizacji na zależność poszczególnych parametrów chodu.
4. Płeć i wzrost nie mają istotnego wpływu na rozkład pionowej siły reakcji nacisku podłoża.

## LITERATURA

- [1] J.W. Błaszczyk (red.): *Podstawowe parametry chodu*, [w:] *Biomechanika kliniczna*, PZWL, Warszawa 2004.
- [2] Zebris Medical GmbH, <http://www.zebris.de>
- [3] J.W. Błaszczyk (red.): *Parametry kinematyczne i kinetyczne lokomocji*, [w:] *Biomechanika kliniczna*, PZWL, Warszawa 2004.
- [4] J.W. Błaszczyk (red.): *Neurofizjologia układu ruchu*, [w:] *Biomechanika kliniczna*, PZWL, Warszawa 2004.
- [5] J.W. Błaszczyk (red.): *Biomechanika lokomocji*, [w:] *Biomechanika kliniczna*, PZWL, Warszawa 2004.
- [6] J. Nowotny (red.): *Podstawy kliniczne fizjoterapii w dysfunkcjach narządu ruchu*, Medipage, Warszawa 2006.
- [7] K. Dudziński, A. Saliński, A. Seyfried: *Komputer Dyno Graphy (CDG) – charakterystyka systemu do pomiaru rozkładu sił podłoża podczas chodu*, *Postępy Rehabilitacji*, vol. 10(3), 1996, s. 123–133.
- [8] A. Dąbek, K. Dudziński, A. Seyfried, A. Prusinowska: *Wpływ stabilizacji stopy na chód u osób z dyskopatią w odcinku lędźwiowym kręgosłupa*, *Postępy Rehabilitacji*, vol. 10(3), 2006, s. 17–23.
- [9] A. Kwolek (red.): *Rehabilitacja medyczna*, tom I, Urban & Partner, Wrocław 2003.
- [10] L.B. Dworak: *Elektrodynogram (EDG) system 1184 – mikroprocesorowy system rejestracji i analizy biomechanicznej parametrów lokomocji*, *Postępy rehabilitacji*, vol. 9(1), 1997, s. 85–90.
- [11] W. Erdman (red.): *Lokomocja '98*, Wydawnictwo AWF w Gdańsku, Gdańsk 1998.
- [12] D. Tejszewska (red.): *Biomechanika inżynierska*, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2004.
- [13] Ł. Pawik, G. Konieczny, Z. Wrzosek: *Wpływ odwracania i nawracania stawu skokowego na składową pionową siłę reakcji podłoża*, *Kwartalnik Ortopedyczny*, vol. 2, 2012, s. 176–186.
- [14] T. Bober (red.): *Biomechanika chodu i biegu*, Wydawnictwo AWF we Wrocławiu, Wrocław 1985.
- [15] A. Czamara, T. Trzaska: *Ocena sił reakcji podłoża w chodzie u pacjentów poddanych postępowaniu fizjoterapeutycznemu po wybranych operacjach chrząstki stawowej*, *Fizjoterapia Polska*, vol. 6, 2006, s. 289–297.
- [16] A. Czamara, J. Widuchowski, W. Widuchowski, A. Bugajski: *Zmiany wartości sił reakcji podłoża kończyn dolnych podczas wejścia i zejścia po schodach u pacjentów poddanych fizjoterapii po operacjach chrząstki stawu kolanowego*, *Fizjoterapia Polska*, vol. 4, 2004, s. 337–344.

otrzymano / submitted: 22.01.2013r.

wersja poprawiona / revised version: 27.02.2013r.

zaakceptowano / accepted: 28.03.2013r.