

**Mateusz KRZYSZTOFIK, Patryk HALUSZCZAK, Simona KOJDER, Grzegorz FLIEGER**, Koło Naukowe Biomechaniki przy Katedrze Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice  
**Agnieszka GŁOWACKA**, Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice

## ANALIZA CHODU OSÓB NIEWIDOMYCH

### 1. WSTĘP

Wzrok jest jednym z najważniejszych zmysłów w życiu człowieka. Jego utrata powoduje ogromne zmiany w życiu osoby dotkniętej tym problemem. Wzrok jest także bardzo ważnym elementem wpływającym na sposób poruszania się człowieka. Dla osoby niewidomej na chód oprócz czynników wynikających z integracji układów mięśniowo-kostnego oraz nerwowego, wpływają także czynniki wynikające takie jak moment utraty wzroku oraz przyczyna jego utraty.

Osoby niewidome od urodzenia lub te, które utraciły wzrok we wczesnym etapie życia łatwiej poruszają się samodzielnie niż osoby tracące wzrok w późnym okresie życia z powodu np.: retinopatii cukrzycowej. Podobny wpływ na stopień samodzielnego poruszania się ma przyczyna utraty wzroku. Osoby które wzrok tracą stopniowo w większości przypadków potrafią zachować większą autonomię w poruszaniu się niż osoby które doznały nagłej utraty wzroku. Z powodu braku zmysłu wzroku osoby niewidome są zmuszone do większego polegania na zmyśle równowagi i poczuciu przestrzeni.

Problematyka chodu osób niewidomych traktowana jest w sposób ogólnikowy, opisujący jedynie chód jako jeden z elementów, które zostały upośledzone. Analiza chodu osób niewidomych to temat obecnie rzadko poruszany i podejmowany. Poparte jest to małą ilością jakichkolwiek publikacji, poruszających tą tematykę, lub zajmujących się nią jako jednym z elementów życia niewidomych, który uległ upośledzeniu [9].

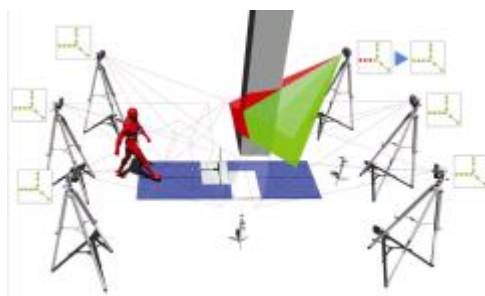
### 2. CEL I ZAKRES PRACY

Celem pracy jest wyznaczenie i przeanalizowanie parametrów czasowo-przestrzennych, wielkości kinematycznych oraz reakcji podłoża podczas chodu dla osób niewidomych. Zagadnienie to jest bardzo istotne, ponieważ za pomocą ilościowej analizy chodu porównuje się wybrane wielkości kinematyczne i dynamiczne chodu, do wyników tej samej osoby lub w odniesieniu do grupy porównawczej (np. grupy osób zdrowych) [1]. W artykule zamieszczono przykładowe wyniki uzyskane dla czworga niewidomych.

### 3. METODYKA BADAŃ

Badania doświadczalne przeprowadzono przy użyciu specjalistycznego systemu BTS SMART, służącego do trójplaszczyznowej analizy ruchu człowieka w skład którego wchodzi także platformy dynamometryczne, kamery oraz jednostka sterująca. Zadaniem tego systemu

jest odbiór i analiza danych przesyłanych w podczerwieni z wykorzystaniem technologii optoelektronicznych. System współpracuje z pojedynczą do dziewięciu kamer TVC IR (liczba kamer zależy od potrzeb, im większa ilość tych dokładniejsze pomiary) pracujących w zakresie częstotliwości 50/60/120/240 Hz. Jednostką sterującą stanowi serwer (Dual-Core Intel® XEON® PCI-X) współpracujący z poszczególnymi modułami systemu, w tym siecią Ethernet. System jest również wyposażony w platformę dynamometryczną przy pomocy której mierzone były m.in. reakcje sił podłoża. Na rysunku 1 widoczny jest tor pomiarowy, po którym porusza się osoba badana z wyszczególnionymi platformami dynamometrycznymi ulokowanymi pośrodku tego toru [2, 3].



Rys. 1 Schemat rozmieszczenia elementów systemu BTS [2]



Rys. 2 Optoelektroniczny system do analizy ruchu BTS Smart wraz z zarejestrowanym ruchem przykładowej osoby badanej [4]

Zalety stosowania systemu do kompleksowej analizy ruchu to m.in.:

- a) synchronizacja danych – wszystkie informacje z różnych źródeł sygnału analogo-cyfrowego (platformy dynamometryczne, bieżnie, EMG) są synchronizowane czasowo
- b) nieinwazyjność – stosowanie markerów refleksyjnych naklejanych na skórę pacjenta,
- c) precyzyjna i szybka kalibracja – uzyskanie wysokich parametrów rozdzielczości obrazu, przetwarzanie danych w czasie rzeczywistym
- d) szybkość i dokładność – system umożliwia dokładne śledzenie i identyfikację wszystkich markerów, przetwarzanie danych w czasie rzeczywistym
- e) uniwersalność – możliwość stosowania systemu w różnych warunkach, np. na wolnym powietrzu,
- e) modułowość – niezależne funkcjonowanie każdego z elementów (platformy, EMG, kamery IR) [5]

Każda z kamer posiada układ lamp emitujący promieniowanie podczerwone w kierunku pasywnych markerów. Markery wykonane są z materiału dobrze odbijającego światło (dzięki

czemu padające promienie podczerwone są odbijane od powierzchni markerów) i umieszczone są na ciele pacjenta w ściśle określonych, antropometrycznych punktach ciała. W wyniku odbicia promieni świetlnych, kamery rejestrują trajektorie ruchu, po czym wysyłają dane do komputera. Następnie przy pomocy odpowiedniego oprogramowania (BTS Smart Analyzer) wyznaczone zostały współrzędne markerów w przestrzeni trójwymiarowej, co w konsekwencji pozwoliło na obliczenie wartości wielkości kinematycznych i dynamicznych.

#### **Charakterystyka oprogramowania BTS Smart Analyzer:**

- możliwość rejestrowania danych kinematycznych i sygnału analogowego,
- graficzne wyświetlanie danych w czasie rzeczywistym,
- tworzenie modelu 3D z automatycznym oznaczaniem markerów,
- możliwość edytowania pozycji markerów,
- możliwość tworzenia własnych protokołów pomiarowych,
- możliwość modelowania matematycznego,
- graficzne wyświetlanie wyników w 3D i 2D (wykresy i tabele),
- kompatybilność z formatami C3D, Excel, Matlab,
- możliwość indywidualizacji tworzenia raportu multimedialnego z zawartością graficzną (tabele, wykresy, zapisany obraz video). [5]

Przedstawiane wyniki badań zawierają parametry czasowo-przestrzenne (czas trwania faz chodu, częstotliwość kroków oraz prędkość chodu), wielkości kinematyczne dla chodu w płaszczyźnie strzałkowej, czołowej i poprzecznej dla miednicy oraz dla stawów: biodrowego, kolanowego i skokowego (zakresy ruchów), a także reakcje podłoża. Otrzymane dane dotyczące badanego pacjenta porównuje się z typową prawidłową charakterystyką chodu określoną przez producenta systemu BTS Smart (producent nie podaje na jakiej podstawie zostały opracowane wykorzystane normy, w tym celu należałoby przeprowadzić własne badania). Badaniom doświadczalnym poddano cztery osoby w wieku w przedziale 37-58 lat, bez pomocy rehabilitacyjnego sprzętu dla osób niewidomych (laski, psy przewodnicy). Osoby te są osobami niewidomymi, u których nie ma żadnych wad ani też chorób związanych z narządem ruchu.

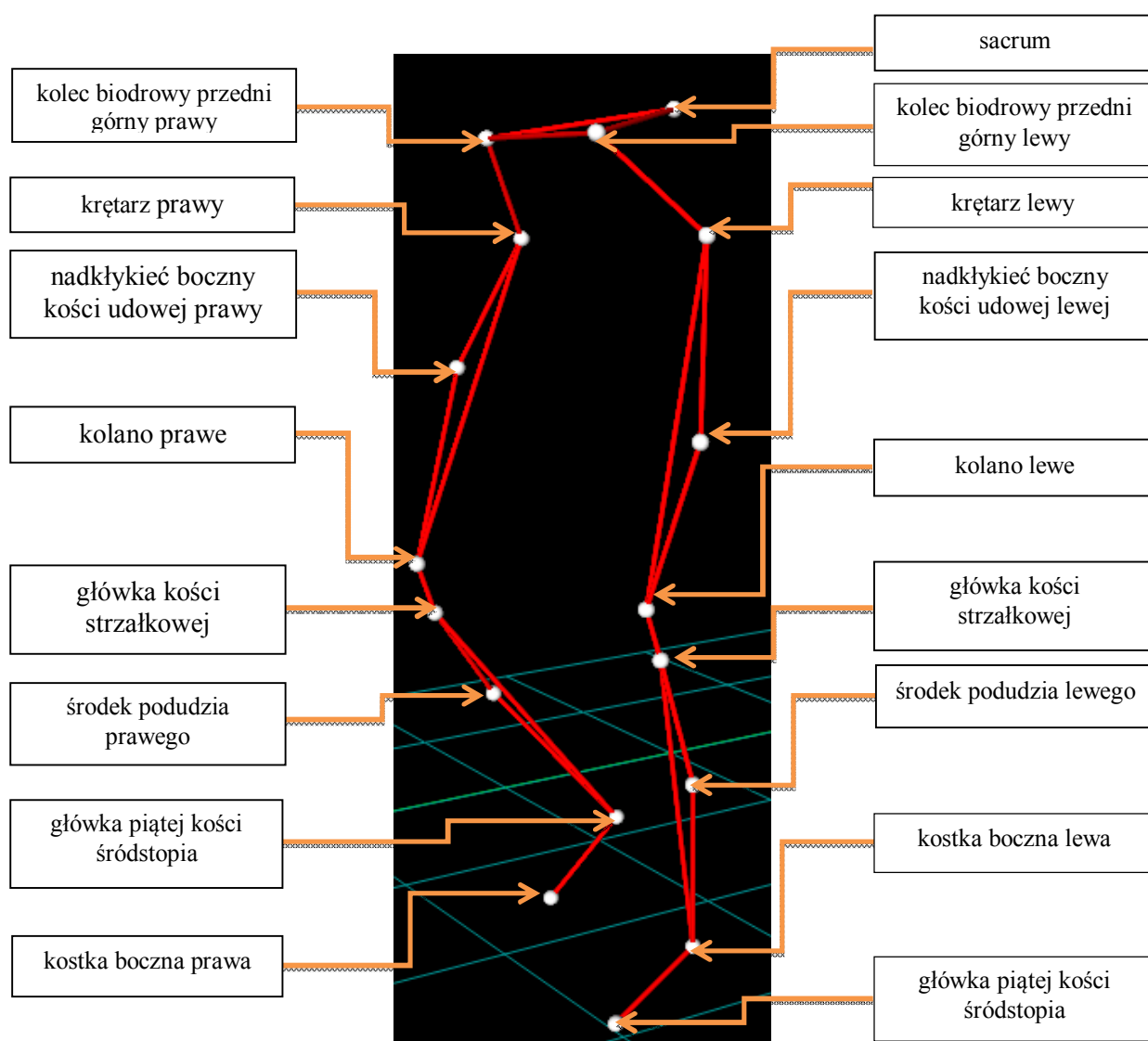
Pacjent 1: wiek 37, niewidoma od urodzenia – genetycznie, po rehabilitacji

Pacjent 2: wiek 48, stracił wzrok w wieku 25 lat, utrata wzroku nagła w skutek wypadku, w trakcie rehabilitacji

Pacjent 3: wiek 58, niewidoma z powodu retinopatii cukrzycowej – od 50 roku życia, brak rehabilitacji

Pacjent 4: wiek 54, niewidoma z powodu retinopatii cukrzycowej – od 49 roku życia, w trakcie rehabilitacji

Przed rozpoczęciem badań pacjenta oklejono markerami w charakterystycznych punktach na ciele oraz dokonano pomiarów antropometrycznych pacjentów. Określono między innymi wzrost, masę ciała, szerokość miednicy, długość prawej i lewej kończyny, szerokość kolan, szerokość kostek, oraz głębokość poszczególnych stron (lewej i prawej strony) miednicy. Na rys. 3 przedstawiono model wygenerowany w oprogramowaniu BTS Smart wraz z markerami umiejscowionymi w odpowiednich punktach na kończynach dolnych i miednicy.



Rys. 3 Schemat modelu 3D kończyn dolnych wraz z rozmieszczeniem markerów

#### 4. OTRZYMANE WYNIKI

Na podstawie badań uzyskano parametry czasowo-przestrzenne pacjentów wraz z wykresami przedstawiającymi wielkości kinematyczne i reakcje podłoża. Wyniki porównano z normą dla osób zdrowych bez stwierdzonych zaburzeń narządów ruchu.

##### 4.1 Parametry czasowo-przestrzenne pacjentów

Parametry czasowe pacjentów uzyskane w wyniku pomiarów zostały przedstawione w tabeli 1.

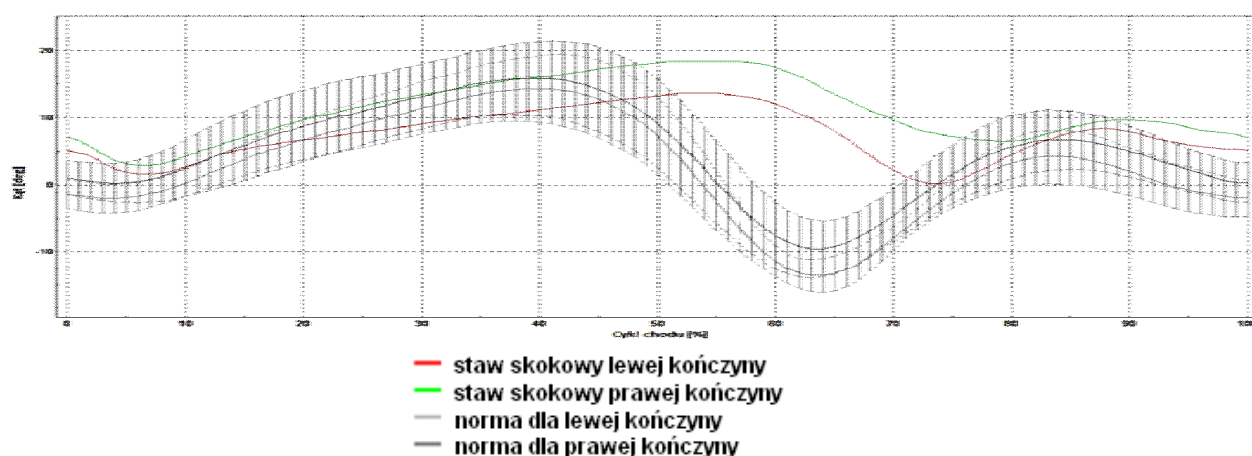
Tabela 1. Wykaz parametrów czasowych pacjentów wraz z normą

	jednostka	Pacjent 1		Pacjent 2		Pacjent 3		Pacjent 4		Norma	
		prawa	lewa	prawa	lewa	prawa	lewa	prawa	lewa	prawa	lewa
faza podporowa	%	59.6	58.9	45.4	61.8	70.5	66.6	62.8	57.7	59.6 ± 1.2	59.3 ± 1.8
faza wymachowa	%	40.4	41.1	54.3	38.2	29.5	33.4	37.2	42.3	40.4 ± 1.2	40.7 ± 1.8
faza dwupodporowa	%	10.9	7	12.1	20.4	16.5	18.8	10.5	10.6	13.4 ± 1.1	8.3 ± 0.6
częstotliwość kroków	krok/min	102.47		84.886		70.836		113.374		113.844 ± 4.302	
prędkość chodu	m/s	0.76		0.74		0.4		0.96		1.33 ± 0.6	

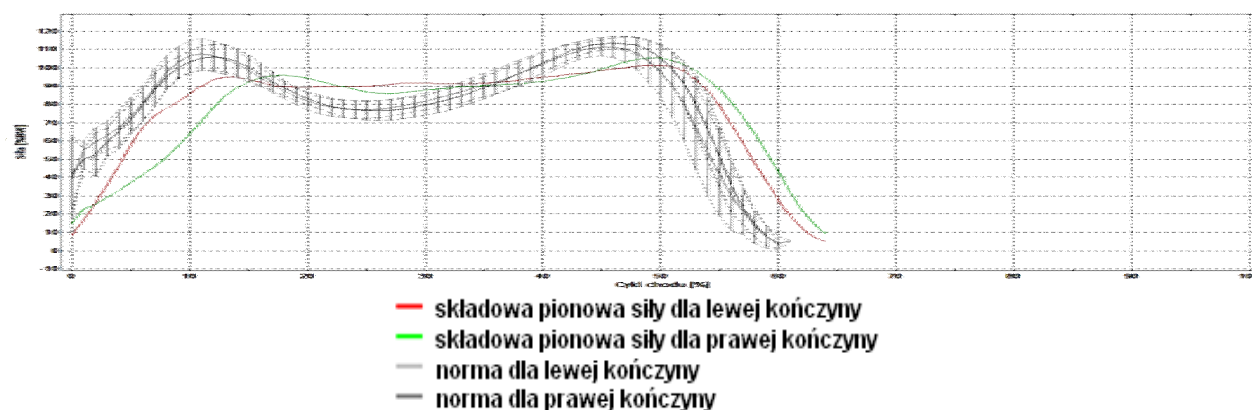
Analiza uzyskanych wyników oraz porównanie ich do norm przyjętych dla osób zdrowych wykazały znacznie zmniejszoną częstotliwość stawiania kroków, połączoną z niewielkim spadkiem prędkości chodu. Zmiany te wynikają z niepełnosprawności pacjentów, natomiast wpływ na różne wyniki poszczególnych pacjentów oprócz przyczyn niepełnosprawności miała także zastosowana rehabilitacja.

### 4.2 Wielkości kinematyczne i reakcje podłoża

Na rys. 4 przedstawione jest największe odchylenie od normy w stawie skokowym podczas pojedynczego cyklu chodu. Natomiast na Rys. 5 przedstawione są siły reakcji podłoża odczytane przy użyciu platform dynamometrycznych.



Rys. 4 Zgięcie w stawie skokowym Pacjenta 3 (widoczne odchylenia od normy obu kończyn, widoczny „płaski chód”)

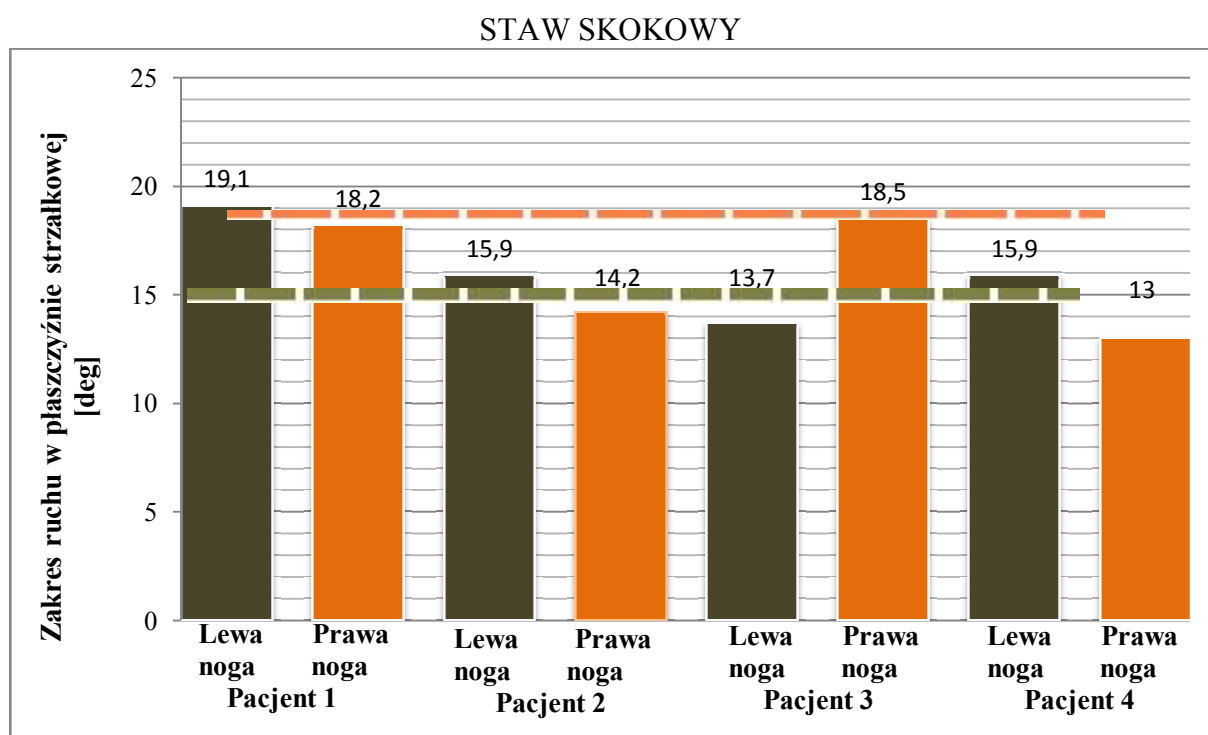


Rys. 5 Składowa pionowa siły reakcji podłoża (widoczne odstępstwa od normy w początkowych i końcowych cyklach chodu)

Po analizie wszystkich wyników stwierdzono, że osoby niewidome wykazują charakterystyczny „płaski chód” (brak charakterystycznych faz chodu: najpierw stawianie pięty, opadanie całej stopy na podłoże i odrywanie stopy na palcach kończąc) co uwidocznione jest na rysunku 4. Analiza wykazała także dużą różnicę składowej pionowej reakcji sił podłoża względem przyjętej normy dla osób zdrowych (Rys. 5).

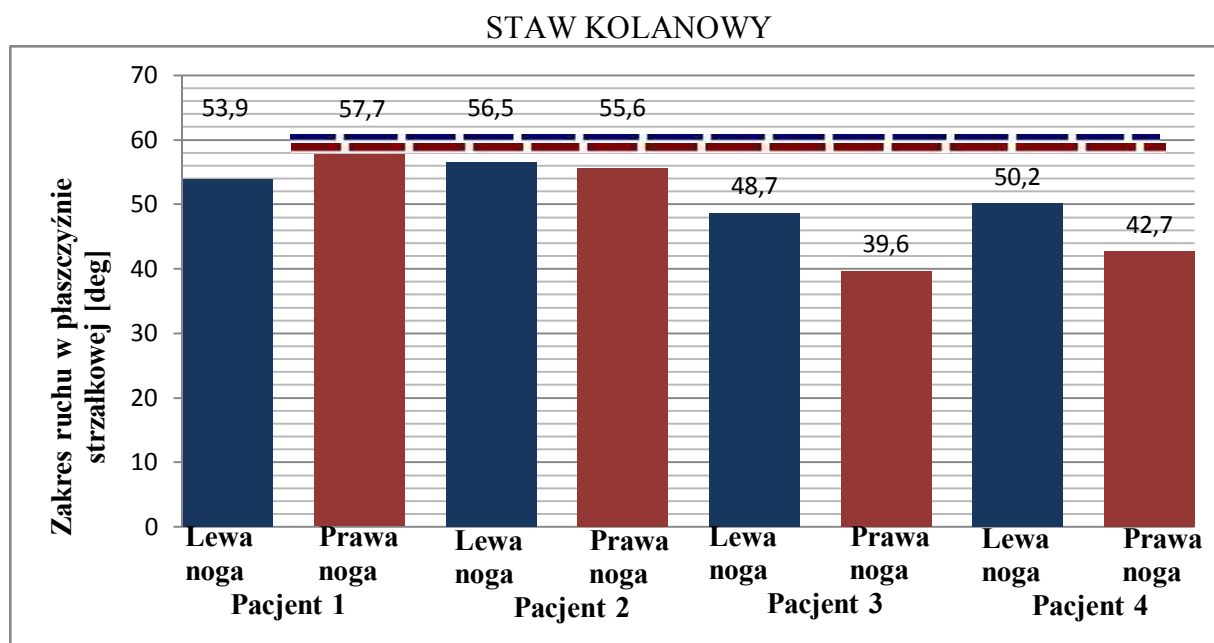
#### 4.3 Zakres ruchu w poszczególnych stawach dla kończyny dolnej

Na wykresach poziome linie przerywane określają wartość unormowaną u zdrowej osoby. Natomiast jeśli chodzi o podpis kolumn na wykresach pierwsza litera określa nogę prawą bądź lewą, kolejne dwie określają rodzaj stawu (dwie pierwsze litery danego stawu i końcowa z liczbą określa numer pacjenta).



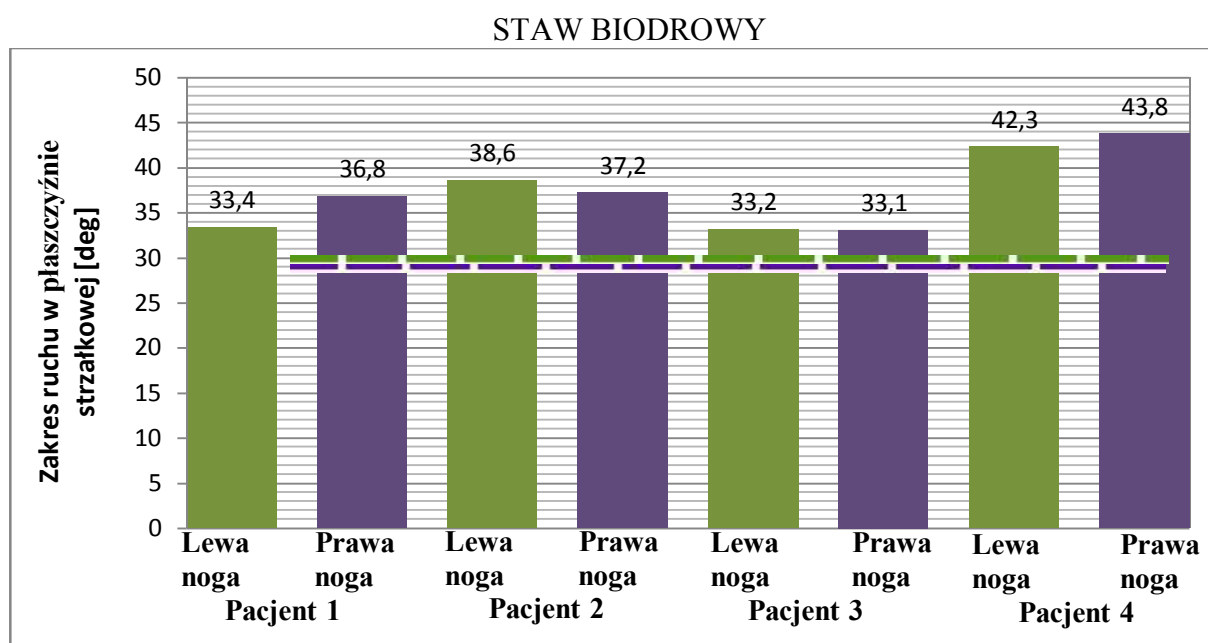
Rys. 6 Zakres ruchu w stawie skokowym w płaszczyźnie strzałkowej

Z rys. 6 wnioskuje się, że uśrednione wartości zakresu ruchu w stawie skokowym w przypadku dwóch pacjentów, nie odbiegają znacznie od normy. Jednak różnice tych wartości występują, co świadczy o patologii chodu, a ściślej mówiąc, o nieodpowiednim stawianiu kroków, gdzie nie ma charakterystycznego stawiania kroku od pięty i kończeniu go oderwaniem stopy od podłoża zaczynając od palców. Jest to potwierdzeniem specyficznego „płaskiego chodu” osób niewidomych, który polega na płaskim stawianiu stopy na podłoże, celem asekuracji.



Rys. 7 Zakres ruchu w stawie kolanowym w płaszczyźnie strzałkowej

Z rys. 7 wynika, że osoby niewidome zdecydowanie mniej uginają kolana podczas chodu, co przekłada się na większą sztywność kroków i mniejszą ich amortyzację. Jest to skutkiem mniejszej orientacji przestrzennej.



Rys. 8 Zakres ruchu w stawie biodrowym w płaszczyźnie strzałkowej

Na rys. 8 można zaobserwować odchylenia od normy związane ze stawem biodrowym. Osoby niewidome wykazują się większym nachyleniem całej kończyny dolnej niż u osób zdrowych. Przyczynia się to do zachwiania faz cyklu chodu i wykonywania kroków poprzez płaskie stawianie stóp, z pojawiającym się „szuraniem” stóp po podłożu.



## 5. PODSUMOWANIE

Wzrok ma bardzo istotne znaczenie w lokomocji. Jego utrata, czy to stopniowa, czy nagła powoduje zróżnicowane patologie chodu. Po przeprowadzeniu badań czterech osób niewidomych stwierdzono, że chód odbiega od normy zdrowego człowieka. Trzeba jednak zaznaczyć, że chód osób, które od urodzenia są niewidome różni się w mniejszym stopniu od chodu osób zdrowych, niż u osób, które nagle straciły wzrok.

Podczas badania zauważono, że osoby niewidome bardzo delikatnie chodzą, wręcz asekuracyjnie, co wykazały badania sił reakcji podłoża. Niewidomi najpierw orientują się przestrzennie, a dopiero później stawiają kończynę dolną. Wiąże się to z rozpoczynaniem cyklu chodu od palców, a nie od pięty, jak u zdrowego człowieka. Powoduje to płaskie ustawienie stopy. Co więcej, z powodu dominacji nogi prawej, dostrzeżono duże rozbieżności między obiema nogami - mniejszy zakres udziału pięty lewej nogi w porównaniu z prawą.

Badania wykazały również znaczne pochylenie miednicy w kierunku czołowym oraz rotację biodra, co ma wpływ na płaskie układanie stóp, oraz lekkie „szuranie”. U niektórych pacjentów odnotowano praktycznie identyczny kąt zginania/prostowania w stawie kolanowym, oraz skokowym, gdzie w sytuacji normalnej, w końcowej fazie chodu kąt powinien być większy niż na początku, a stawu skokowego mniejszy. Tą sytuację dobrze obrazują siły reakcji podłoża (składowa pionowa siła) – piki są mniejsze, niż normalnie, co jest związane z mniejszym przeciążeniem oraz propulsją. Również sam cykl chodu jest dłuższy, a w związku z tym prędkość wybijania się mniejsza.

Osoby, które są niewidome od urodzenia mają lepszy zmysł orientacji przestrzennej i lepszą stabilizację, niż osoby, które nie widzą od niedawna. Znaczny wpływ na chód osób niewidomych ma także stosowana rehabilitacja oraz stopień jej zaawansowania. Chód osób niewidomych jest asekuracyjny, stopa stawiana jest „płasko” zaczynając od palców co wiąże się z badaniem podłoża przed pacjentem (wpływ rehabilitacji przystosowanej do poruszania się bez udziału sprzętu rehabilitacyjnego dla niewidomych).

## LITERATURA

- [1] Syczewska M.: „Chód w obrazie analizy laboratoryjnej”, Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja, vol. 3, nr 4, 2001
- [2] <http://technomex.pl/?p=pl/oferta/19/1/1/index> (30.10.2012)
- [3] Guzik A., Katedra Mechaniki Stosowanej, Politechnika Śląska, Gliwice: „Analiza rynku systemów pomiarowych wykorzystywanych w badaniach z zakresu biomechaniki”, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej, nr 30/2006
- [4] [http://www.polsl.pl/Wydzialy/RIB/PublishingImages/News/nowe\\_gliwice/Optoelektroniczny\\_system\\_do\\_analazy\\_ruchu\\_BTS\\_SMART.jpg](http://www.polsl.pl/Wydzialy/RIB/PublishingImages/News/nowe_gliwice/Optoelektroniczny_system_do_analazy_ruchu_BTS_SMART.jpg) (30.10.2012)
- [5] <http://analiza-ruchu.pl/Default.aspx?tabid=662> (30.10.2012)
- [6] Błaszczyk J. W.: „Biomechanika kliniczna”, PZWL, 2004, s.240-252
- [7] Dega W.: „Ortopedia i rehabilitacja”, PZWN Warszawa 1983, t.1. s.85-94
- [8] Zębaty A.: „Kinezyterapia”, Wydawnictwo „Kasper” Sp. z.o.o., Kraków, 2003, s.74-85
- [9] Josephine Miller: „Vision, a component of locomotion” Bulletin of Prosthetics Research-Fall, 1968

## GAIT ANALYSIS OF BLIND PEOPLE