

**Tadeusz Ruchlewicz, Wiesław
Chwała, K. Chiciak, J. Malczyk, J.
Marchwińska**

Analiza chodu osób protezowanych

Acta Scientifica Academiae Ostroviensis nr 13, 13-32

2003

Artykuł został zdigitalizowany i opracowany do udostępnienia w internecie przez Muzeum Historii Polski w ramach prac podejmowanych na rzecz zapewnienia otwartego, powszechnego i trwałego dostępu do polskiego dorobku naukowego i kulturalnego. Artykuł jest umieszczony w kolekcji cyfrowej bazhum.muzhp.pl, gromadzącej zawartość polskich czasopism humanistycznych i społecznych.

Tekst jest udostępniony do wykorzystania w ramach dozwolonego użytku.

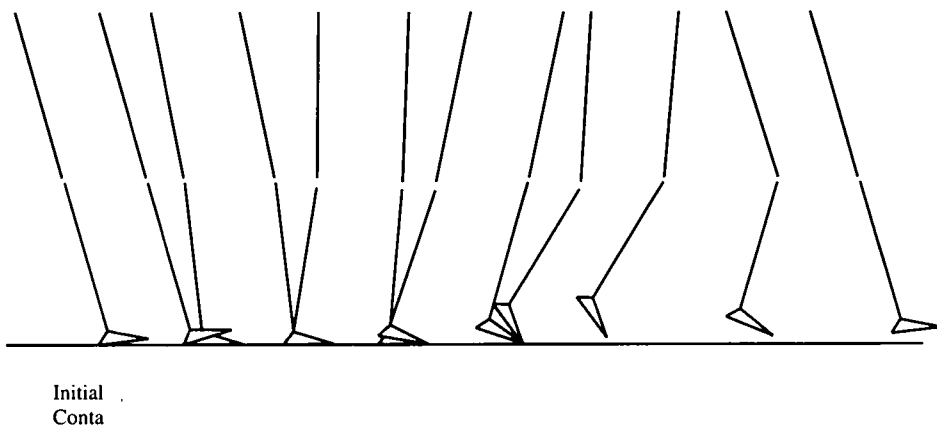
doc. Tadeusz Ruchlewicz, dr Wiesław Chwała, K. Chiciak
Malczyk, J. Marchwińska

Analiza chodu osób protezowanych

1. Wstęp

Lokomocja jest formą ruchu, prowadzącą do zmiany miejsca w przestrzeni (*locus* – miejsce, *motio* – poruszam). Człowiek przemieszczający się w przestrzeni trójwymiarowej może zmieniać miejsce przy pomocy chodu, biegu lub skokami. Podstawową, uniwersalną formą lokomocji człowieka jest jednak chód, który polega na symetrycznym przemieszczaniu kończyn dolnych i nie wymaga zaangażowania tak dużych sił jak bieg czy skoki. Ta forma ruchu lokomocyjnego jest dostępna również dla ludzi starszych a także dla osób, które z różnych przyczyn nie dysponują w pełni sprawnym systemem lokomocyjnym.

Chód ekonomiczny człowieka dorosłego, a więc taki w którym stosunek wydatkowanej energii do wielkości przemieszczenia jest najmniejszy, ma miejsce przy częstotliwości kroków od 90 – 110 na minutę (1,5 – 1,8 Hz). Przy tej częstotliwości maksymalna wartość składowej pionowej siły reakcji podłoża nie przekracza zazwyczaj wartości ciężaru ciała (Morecki i wsp. 1990). Maksymalna prędkość chodu, przeciętnie zbudowanego człowieka, wynosi około 2,2 m/s i zmienia się w zależności od wymiarów ciała (małe dzieci chodzą wolniej, osobnik wysoki może podczas chodu rozwinąć większą prędkość). Po przekroczeniu tej prędkości pojawia się tendencja przechodzenia od chodu do biegu. Przejście do biegu następuje w sposób intuicyjny i jest związane z minimalizacją zużycia energii. Człowiek może oczywiście poruszać się chodem z prędkością znacznie większą ale wówczas rozwijana moc mechaniczna jest większa niż podczas biegu z taką samą prędkością (Ernst 1992). Sportowcy uprawiający chód sportowy poruszają się z prędkością znacznie przekraczającą 4 m/s ale technika chodu sportowego nastawiona jest na minimalizację oscylacji środka ciężkości ciała w celu zmniejszenia wydatku energetycznego potrzebnego na cykliczne zwiększanie (w każdym kroku) energii potencjalnej ciała.



Ryc. 1. Fazy chodu według Ranczo Los Amigos Medical Center (od Initial Contact do Pre-Swing – faza podporowa, od Initial Swing do terminal Swing faza wymachu (przenoszenie stopy nad podłożem)).

Podstawowe formy lokomocyjne człowieka realizowane są w sposób indywidualny. Różnice międzyosobnicze zależą zarówno od ośrodka sterującego (utrwalonego stereotypu dynamicznego) jak i od obiektu sterowanego czyli indywidualnej, anatomicznej budowy ciała (masy, długości kończyn i ich części, momentów bezwładności poruszanych elementów oraz ruchomości stawów). Indywidualizacja chodu sięga tak daleko, że przebieg reakcji podłoża podczas tej formy lokomocji jest tak charakterystyczny dla osobnika jak jego linie papilarne (Karas 1978).

Ze względu na znaczny stopień indywidualizacji chodu, parametry biomechaniczne tego ruchu u ludzi zdrowych, mieszczą się w stosunkowo szerokim przedziale zmienności. Dotyczy to szczególnie wielkości zmian kątowych w stawach a w mniejszym stopniu czasu realizacji wyodrębnionych faz ruchu. Poszczególne fazy chodu takie jak amortyzacja, odbicie, czy przenoszenie nogi nad podłożem zależą zarówno od prędkości ruchu jak i od konfiguracji podłoża (Bober 1985).

Na rycinie 1 przedstawiono szczegółowy podział cyklu chodu w aspekcie zachowania się jednej kończyny. Jak widać cykl można podzielić na fazę oporu (kontakt z podłożem) i fazę wymachu (brak kontaktu z podłożem). Warto zaznaczyć, że w trakcie chodu czas fazy oporowej jest wyraźnie dłuższy od czasu fazy wolnej kiedy kończyna jest przenoszona nad podłożem (podczas biegu dłuższa jest faza wolna czyli – lot). Chód zdrowego człowieka jest traktowany jako czynność cykliczna i symetryczna jakkolwiek wyniki

wielu badań wskazują, że nawet u zdrowych i młodych osób istnieje tendencja do asymetrycznego zachowania kończyn dolnych (Sadeghi i wsp. 2000).

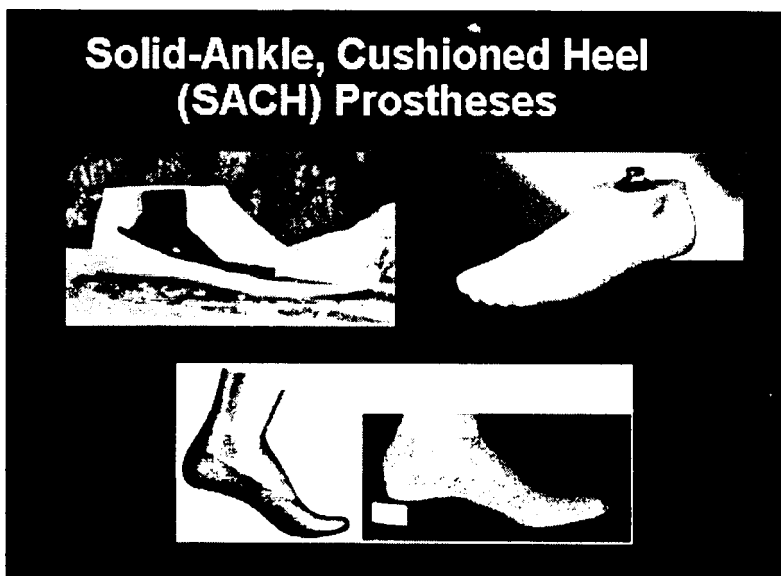
Wyraźna asymetria jest obserwowana w przypadkach chodów patologicznych. Wszelkie patologie chodu powodują wzrost wydatku energetycznego co obniża znacznie sprawność człowieka (Vaughan 1999). Jednym z takich przypadków jest chód osoby, która w wyniku utraty części kończyny dolnej została zaopatrzona w protezę podudzia wraz ze sztuczną stopą.

Celem prowadzonych obserwacji była próba wykazania różnic w sposobie poruszania się człowieka w pełni sprawnego i człowieka pozbawionego stawu skokowego i niezwykle ważnych dla lokomocji mięśni podudzia.

2. Materiał i metodyka badań

Badano 5 osób zaopatrzonych w protezy podudzia i stopy z zachowanym stawem kolanowym. Wśród badanych było 4 mężczyzn w wieku 28 do 66 lat, w tym trzech z protezami typu SACH (Solid Ankle, Cushioned Heel) nie wyposażonymi w staw skokowy. Jeden z mężczyzn posiadał protezę zawierającą jednoosiowy staw skokowy. Wszyscy badani mężczyźni utracili jedną z kończyn w wypadkach komunikacyjnych a okresy używania protez wynosiły odpowiednio 9, 11, 15 i 29 lat.

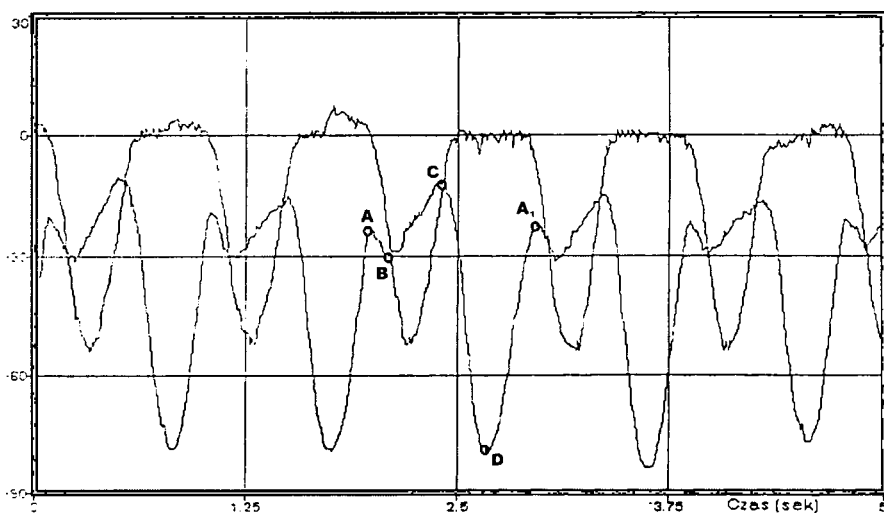
Piątą osobą w badanej grupie była kobieta, która rok wcześniej otrzymała protezę podudzia ze stopą typu SACH.



Fot.1. Stopy protez typu SACH.

Obserwacje chodu wykonano w dwu etapach. Najpierw rejestrowano zmiany kątowe w stawach kolanowych podczas chodu na bieżni ruchomej a następnie przeprowadzono szczegółową analizę ruchu przy użyciu systemu trójwymiarowej analizy – Vicon.

W pierwszym etapie badani zostali zaopatrzeni w elektrogoniometry umożliwiające rejestrację zmian kątów w obu stawach kolanowych. Zapisy chodu prowadzono przy prędkości 2 i 4 km /h (0,55 m/s i 1,10 m/s) przy płaskim ustawieniu bieżni oraz przy nachyleniu pod górę pod kątem 9° . Przebieg zmian kątowych w obu stawach kolanowych przedstawia rycina 1.



Ryc. 2. Zapis zmian kątowych w stawach kolanowych kończyny zdrowej i protezowanej podczas chodu po płaskiej nawierzchni z prędkością 4 km/h; oznaczenia literowe na wykresie kończyny zdrowej; A – postawienie stopy, B – koniec amortyzacji, C – koniec I wyprostowania stawu, D – koniec zginania stawu w fazie wolnej, A₁ – ponowne postawienie stopy na podłożu.

Na rycinie przedstawiającej zmiany kątów w czasie chodu zaznaczono charakterystyczne punkty przebiegu funkcji $\alpha(t)$ – odpowiadające granicy pewnych wyodrębnionych faz ruchu. Punkty te oznaczają:

A – postawienie stopy na podłożu i początek zginania kolana (amortyzacji zderzenia stopy z podłożem),

- B** – granicę pomiędzy zginaniem stawu a jego prostowaniem po zakończeniu amortyzacji (punkt B jest jednocześnie początkiem odbicia zapoczątkowanym przez mięśnie prostujące staw kolanowy),
- C** – początek ponownego zginania stawu (zgięcie rozpoczyna się w momencie odrywania pięty od podłoża i trwa przez całą fazę odbicia a także przez część fazy wymachu kiedy stopa przenoszona jest w powietrzu),
- D** – koniec zgięcia stawu kolanowego i początek jego prostowania przed ponownym postawieniem na podłożu.

Uzyskane przebiegi zmian kątowych pozwoliły na zmierzenie wielkości kątów w podanych punktach charakterystycznych a jednocześnie umożliwiły pomiar czasu wydzielonych faz pracy obu stawów kolanowych takich jak:

- **zgięcie podczas amortyzacji (A do B)**
- **I prostowanie stawu** - czas od **B** do **C**,
- **zginanie stawu podczas odbicia i wymacnu (od C do D)**
- **II (duże) prostowanie stawu (od D do A₁)**

W drugim etapie badań, realizowanym przy użyciu komputerowego systemu trójwymiarowej analizy ruchu – Vicon 250, chód był filmowany przy pomocy 5 kamer pracujących w paśmie podczerwieni. Na skórze badanej osoby naklejano w odpowiednich punktach antropometrycznych markery pokryte materiałem odblaskowych, odbijającym promieniowanie emitowane przez diody kamer. Uzyskany przestrzenny obraz położenia markerów został przetworzony przy użyciu programu modelującego o nazwie Body Builder.

Analiza otrzymanych materiałów pozwoliła na uzyskanie informacji o przebiegu ruchu w trzech głównych stawach kończyn dolnych. Uzyskano także niezbędne informacje dotyczące ruchów miednicy w trzech płaszczyznach. W prezentowanej pracy przedstawiono zmiany kątowe w stawach skokowych, kolanowych i biodrowych w płaszczyźnie strzałkowej, w której realizowane jest przemieszczenie ciała w trakcie ruchu lokomocyjnego.

3. Wyniki badań

3.1. Zmiany kątowe w stawach kolanowych podczas chodu na terenie płaskim i nachylonym (badania na bieżni ruchomej)

Rzut oka na rycinę 1, przedstawiającą zapis zmian kątowych obu stawów kolanowych podczas chodu po płaskiej nawierzchni z prędkością 4 km/h (1,11 m/s), pozwala stwierdzić, że oba stawy badanej osoby zachowują się w sposób zróżnicowany.

Bez dokładnych pomiarów i obliczeń widać, że przebieg ruchu w stawie kolanowym nogi zdrowej cechuje się znacznie większym ugięciem. Staw kolanowy nogi protezowanej, w fazie amortyzacji i następującym po niej „I prostowaniu”, charakteryzują kąty zbliżone do 0 (kątem 0 odpowiada pozycji stania swobodnego, kąty ujemne oznaczają zgięcie stawu, kąty dodatnie przeprost stawu kolanowego). Rycina pokazuje również, że kończyna zaopatrzona w protezę, w fazie amortyzacji prawie nie zgina się w stawie kolanowym a jej maksymalne zgięcie (podczas wymachu) wynosi około 50 stopni, podczas gdy staw kolanowy kończyny zdrowej osiąga pod koniec amortyzacji kąt zgięcia - 30° a maksymalne zgięcie przy przenoszeniu kończyny w powietrzu wynosi prawie -80°. Na rycinie można również zauważyć, że kolano kończyny protezowanej nie wykonuje praktycznie zgięcia charakterystycznego dla fazy amortyzacji, natomiast charakter zmian kąta w drugiej kończynie jest identyczny jak u osób zdrowych.

Tab. 1. Wartości katowe charakteryzujące położenie uda względem podudzia, w wybranych fazach ruchu, u osób zdrowych i protezowanych podczas chodu po płaskiej nawierzchni z prędkością 4 km/h (deg)

Faza ruchu	Osoby zdrowe	Proteżowani - kończyna zdrowa	Proteżowani - kończyna z protezą
Postawienie stopy	- 8,0	-17,5	-5,0
Koniec amortyzacji	- 20,0	-30,0	-8,0
Koniec I wyprost	- 6,0	-6,0	+1,0
Maks. zgięcie stawu	- 65,0	-70,0	- 60,0

Nie w każdym przypadku przebieg zmian jest identyczny. W tabeli 1 przedstawiono średnie wartości dla wszystkich badanych. Dane z tabeli potwierdzają wyraźne zróżnicowanie pracy obu stawów kolanowych. Widać, że **zdrowa kończyna** jest już w momencie rozpoczęcia fazy oporowej chodu wyraźnie ugięta w stawie kolanowym a następnie zgina się aż do 30 stopni (w indywidualnych przypadkach nawet więcej), z kolei następuje obszerny ruch wyprostny kolana przy czym rzadko dochodzi do tzw. przeprostu (zwykle staw jest nieco ugięty). W fazie wolnej kolano kończyny zdrowej jest uginane bardziej niż u osób zdrowych (-70°).

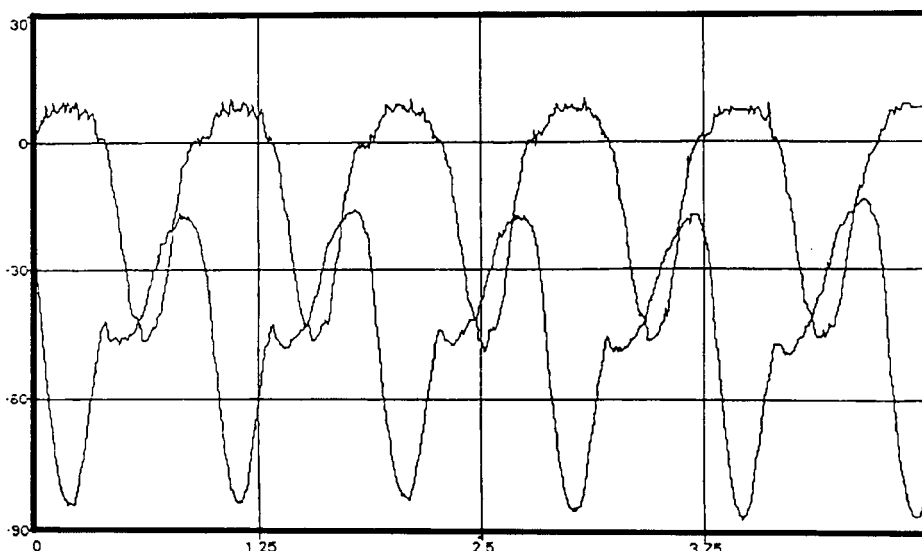
Kończyna protezowana stawiana jest na podłożu lekko ugięta a w fazie amortyzacji albo nie ugina się wcale albo kąt ugięcia jest zaledwie symboli-

czny (3°). Wyprost stawu po amortyzacji jest zazwyczaj zaznaczony i najczęściej pod koniec tej fazy notuje się niewielki przeprost. W fazie wolnej kończyna protezowana jest mniej ugięta niż kończyna zdrowa.

Porównując zmiany konfiguracji stawów kolanowych u ludzi zdrowych, i zmiany w stawach zdrowych kończyn u osób protezowanych, można stwierdzić, że kończyna zdrowa przejmuje na siebie znacznie większe obciążenia – stąd też obserwowane większe ugięcia i większe zmiany katowe w każdej z faz pracy stawu.

Należy zaznaczyć, że prędkości rzędu 4 do 5 km/h są maksymalnymi wartościami dla większości badanych (tylko jeden z badanych potrafił przez chwilę utrzymać prędkość 6 km/h tj. 1,66 m/s).

Na rycinie 3 przedstawiono zapis kilku kroków chodu z prędkością 4 km/h na nawierzchni nachylonej pod kątem 9° (chód pod górę).



Ryc.3. Zmiany kątów w stawach kolanowych kończyny protezowanej (wykres przebiegający wyżej) i kończyny zdrowej (niższy przebieg) podczas chodu z prędkością 4 km/h pod górę (nachylenie podłoża 9°).

Można zauważyć, że kończyna zdrowa stawiana jest w znacznym zgięciu stawu kolanowego (prawie 45°) a wyprost kończy się przy znacznym jeszcze ugięciu stawu (ok. 15°). Można też zauważyć, że maksymalne ugięcie kończyny zdrowej wynosiło u badanego ponad 80° . Staw kończyny zaopatrzonej w protezę i tym razem nie wykazuje wyraźnego ugięcia w fazie

amortyzacji, natomiast druga faza kończy się przeprostem sięgającym nawet $7 - 8^{\circ}$. Ugięcie tego stawu w fazie wolnej sięga zaledwie $45 - 48^{\circ}$ co oznacza, że chodzący musi znacznie zginać staw biodrowy nogi protezowanej aby nie zaczepić stopą protezy o podłoże. Przeciętne wartości kątowe charakteryzujące chód pod górę prezentuje tabela 2.

Tab. 2. Wartości kątowe charakteryzujące ruch w stawie kolanowym podczas chodu pod górę (nachylenie $- 9^{\circ}$) z prędkością 4 km/h (deg)

Faza ruchu	Osoby zdrowe	Proteżowani – kończyna zdrowa	Proteżowani – kończyna z protezą
Postawienie stopy	- 40	- 40	- 10
Koniec amortyzacji	- 44	- 44	- 11
Koniec I wyprost	- 7	- 10	+ 4
Maks. zgięcie stawu	- 76	- 74	- 50

Jak widać staw kolanowy kończyny zdrowej u osoby zaopatrzonej w protezę pracuje identycznie jak u osób w pełni sprawnych. Kończyna zaopatrzona w protezę, ze względu na brak stopy poruszanej silnymi mięśniami tylnej strony podudzia, nie realizuje swej podstawowej funkcji lokomocyjnej a służy raczej jako podpora dla ciężaru ciała. Jak można zauważyć na rycinie 2 przeprost stawu kolanowego nogi protezowanej utrzymuje się aż do momentu postawienia kończyny zdrowej na podłożu.

3.2. Parametry strukturalne chodu osób protezowanych

Jak wspomniano we wstępie zapis ruchu par biokinematycznych, tworzących stawy kolanowe, pozwolił wydzielić kilka faz ruchu w tych połączeniach. Przeciętne wartości tych faz, wyrażone w sekundach, zostały zamieszczone

w tabeli 3. Suma czterech wyodrębnionych czasów, od amortyzacji do II wyprost, liczona oczywiście osobno dla kończyny zdrowej (Z) i osobno dla kończyny zaopatrzonej w protezę (P), stanowi przeciętny czas fazy podporowej będący równocześnie czasem realizacji dwóch kroków chodu.

Jak można zauważyć zwiększenie prędkości chodu z 2 do 4 km/h powoduje zwykle skrócenie wszystkich faz ruchu. W większym stopniu skracają się fazy wolne. W przypadku dwóch pierwszych faz, związanych z podparciem na podłożu, można zauważyć niekiedy niewielkie wydłużenie amortyzacji czy też I wyprost czego nie spotyka się u osób zdrowych

(w chodzie fizjologicznym bezwzględne wartości czasów wszystkich faz zmniejszają się w miarę zwiększania prędkości ruchu). Jeżeli spojrzeć na dane, dotyczące realizacji tych samych faz przez obie kończyny, można zauważyć, że zazwyczaj dwie pierwsze fazy są nieco dłużej realizowane przez kończynę zdrową, natomiast dwie fazy końcowe (zginanie i II wyprost) dłużej realizuje kończyna zaopatrzona w protezę.

Tab. 3. Fazy ruchu w stawach kolanowych kończyn zdrowej i protezowanej (s); Z – kończyna zdrowa, P – kończyna z protezą

Faza ruchu		Teren płaski 2km/h	Teren płaski 4km/h	Teren nachylony 2km/h	Teren nachylony 4km/h
Amortyzacja	Z	0,173	0,166	0,124	0,131
	P	0,124	0,152	0,103	0,082
I wyprost	Z	0,367	0,298	0,604	0,409
	P	0,283	0,305	0,457	0,319
Zginanie	Z	0,381	0,353	0,464	0,360
	P	0,485	0,326	0,583	0,430
II wyprost	Z	0,326	0,277	0,374	0,242
	P	0,374	0,298	0,395	0,277

Jak wpływa to na czas wykonania jednego cyklu pracy kończyny można zobaczyć w tabeli 4. Okazuje się, że czas trwania jednego cyklu pracy kończyny (od jej postawienia na podłożu do ponownego kontaktu z tym podłożem) jest inny dla kończyny zdrowej a inny dla protezowanej. Tylko przy chodzie wolnym (2 km/h) zdarzało się, że czas wykonania jednego kroku był dłuższy wtedy gdy badany był oparty na podłożu kończyną protezowaną. W pozostałych wariantach dłużej pracuje kończyna zdrowa.

Tab. 4. Czas wykonania jednego kroku w terenie o różnym nachyleniu, podczas chodu z różną prędkością, w zależności od podparcia na kończynie zdrowej lub protezowanej

Kończyna	Teren płaski 2 km/h	Teren płaski 4 km/h	Teren nachylony 2 km/h	Teren nachylony 4 km/h
Zdrowa	0,623	0,496	0,783	0,534
Protezowana	0,633	0,520	0,769	0,518

Czas wykonania jednego kroku zależy nie tylko od prędkości ruchu ale również od konfiguracji podłoża; w terenie nachylonym dochodzi do wydłużenia czasu cykli ruchowych. Przy narzuconej prędkości ruchu może to oznaczać tylko jedno – konieczność zmiany długości i częstotliwości kroków. Jak rzeczywiście zmieniają się oba parametry i w jakim stopniu można zobaczyć w tabeli 5.

Tab. 5. Porównanie parametrów chodu w terenie płaskim i nachylonym przy realizacji odbicia kończyną zdrową i protezowaną (chód z prędkością 4km/h).

Parametr		Teren płaski	Teren nachylony
Czas wykonania Jednego kroku [s]	Z	0,496	0,534
	P	0,520	0,518
Długość kroków [m]	Z	0,550	0,590
	P	0,580	0,570
Częstotliwość Kroków [Hz]	Z	2,016	1,870
	P	1,923	1,930

Jak widać na podstawie obserwacji liczb w pierwszej kolumnie, w terenie płaskim opór kończyną protezowaną wiąże się z wydłużeniem czasu jednego kroku; zwiększa się długość kroku i zmniejsza częstotliwość. W terenie nachylonym pod górę jest odwrotnie; kończyną zdrową pracuje nieco dłużej, kroki po odbiciu z niej są dłuższe a częstotliwość mniejsza.

Przy tej samej prędkości chodu czas wykonania jednego kroku przy podporze na kończynie zdrowej rośnie przy chodzie pod górę. Czas wykonania kroku po odbiciu z kończyny protezowanej ma tendencję do skracania się, różnica jest jednak tak niewielka, że można przyjąć iż czas ten nie ulega zmianie. Konsekwencją wydłużenia czasu jest wzrost długości kroku po odbiciu kończyną zdrową i jego skrócenie po odbiciu kończyną protezowaną. Zwiększeniu długości kroków towarzyszy oczywiście zmniejszenie częstotliwości ruchów i odwrotnie. Można więc stwierdzić, że chód osoby protezowanej staje się przy podejściu pod górę nieco bardziej asymetryczny. Dodatkowe obciążenie, związane z pokonywaniem części ciężaru ciała w terenie nachylonym pod górę, w coraz większym stopniu angażuje napęd pochodzący z mięśni kończyny zdrowej.

Przedstawione dane pokazują więc, że proteza jednej kończyny może zmienić strukturę ruchu drugiej, zdrowej, która kompensuje ubytki jednego

ważnego wyznacznika chodu czyli stawu skokowego a szczególnie ubytek mięśni obsługujących staw skokowy. Jak wygląda struktura chodu człowieka zaopatrzonego w protezę w porównaniu z chodem osób zdrowych z grupy kontrolnej? Odpowiedź na to pytanie można uzyskać po zapoznaniu się z danymi porównawczymi zamieszczonymi w tabeli 6.

Widać, że czas wykonania wstępnego ugięcia stawu kolanowego czyli czas amortyzacji podczas chodu po terenie płaskim jest podobny, natomiast przy podejściu pod górę amortyzacja ulega skróceniu a skrócenie tej fazy jest szczególnie wyraźne w przypadku kończyny zaopatrzonej w protezę. Druga z badanych faz ruchu stawu kolanowego czyli wyprost, stanowiąca początek odbicia, wydłuża się wyraźnie w terenie nachylonym a wydłużenie to jest szczególnie wyraźne w przypadku zdrowej kończyny osoby z protezą. W fazie zgięcia kończyny zwraca uwagę znaczne wydłużenie tej fazy w odniesieniu do kończyny protezowanej (w grupie kontrolnej faza ta trwa znacznie krócej i jest identyczna w terenie płaskim i na podejściu). Ostatnia z analizowanych faz – II wyprost, kończąca się postawieniem stopy na podłożu jest u protezowanych nieco skrócona w porównaniu z badanymi z grupy kontrolnej ale zmienia się podobnie – w terenie nachylonym ulega skróceniu.

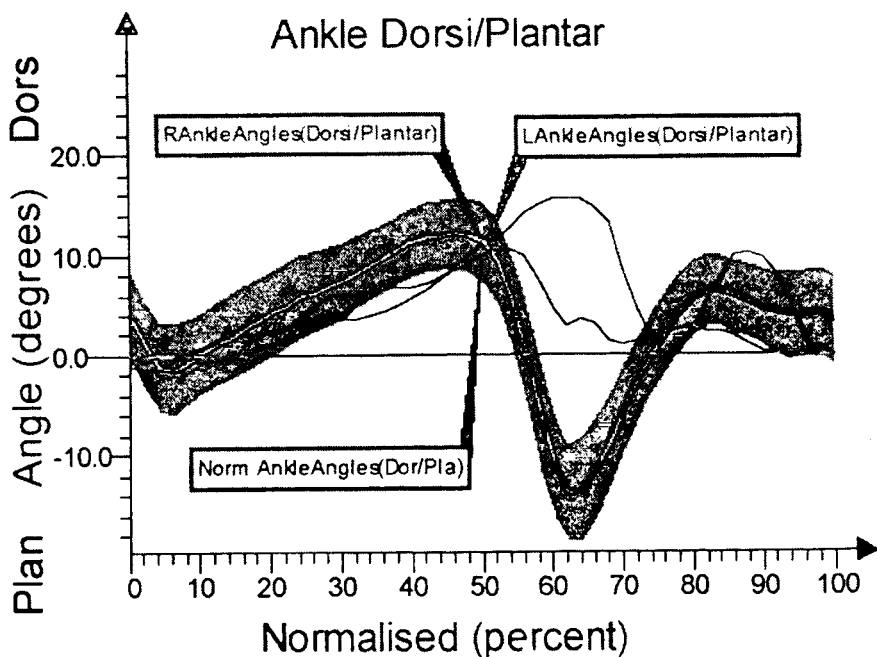
Tab. 6. Parametry strukturalne chodu osób protezowanych i osób zdrowych z grupy kontrolnej; P – teren płaski, N – teren nachylony pod kątem 9° (pod górę), długości częstotliwość podano tylko dla kończyny zdrowej, w nawiasach podano ilość kroków na minutę

Parametr	Teren	Grupa kontrolna	Osoby z protezą podudzia i stopy	
			Z	P
Czas amortyzacji	P	0,166	0,166	0,152
	N	0,138	0,131	0,082
I wyprost [deg]	P	0,305	0,298	0,305
	N	0,388	0,409	0,319
Zginanie stawu [deg]	P	0,305	0,353	0,326
	N	0,305	0,360	0,430
II wyprost [deg]	P	0,305	0,277	0,298
	N	0,277	0,242	0,277
Długość kroków [m]	P	0,59	0,60	-
	N	0,61	0,62	-
Częst. kroków [Hz]	P	1,85 (111)	1,87 (113)	-
	N	1,80 (108)	1,75 (105)	-

W ostatnich wierszach tabeli przedstawiono zestawienie przeciętnych wartości długości częstotliwości kroków badanych z grupy kontrolnej i osób protezowanych. Jak widać częstotliwość cykli chodu u protezowanych (kończyna zdrowa) jest wyraźnie mniejsza w terenie nachylonym pod górę.

3.3. Zmiany kątowe w głównych stawach kończyn dolnych na tle normy fizjologicznej.

Zastosowanie systemu trójwymiarowej analizy chodu (Vicon 250), pozwoliło na pokazanie zmian kątowych w stawach skokowych, kolanowych i biodrowych. Przedstawione poniżej wykresy pokazują chód badanej zaopatrzonej w protezę typu SACH. Warto zaznaczyć, że badana korzystała z protezy dopiero jeden rok.

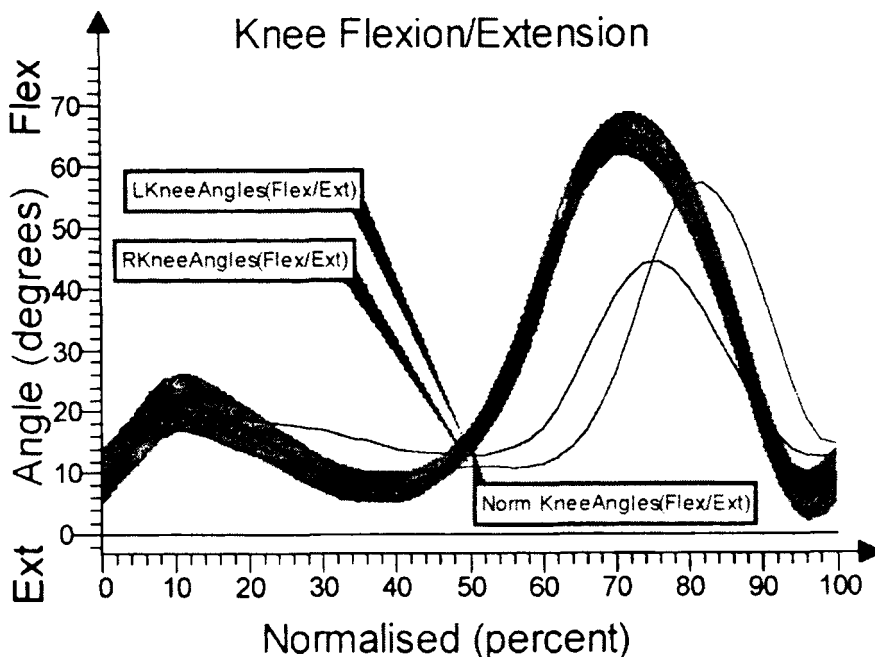


Ryc. 4. Zmiany kątowe w stawach skokowych podczas chodu; **Norm** (pogrubiona linia) – norma dla osób zdrowych, **R Ankle** (prawy staw skokowy kończyny zdrowej), **L Ankle** wykres dla kończyny lewej, z protezą), **Plan** – zgięcie podszwowe, **Dors** – zgięcie grzbietowe (prostowanie stopy), **R Ankle** – prawy staw skokowy (kończyna zdrowa), **L Ankle** – lewy „staw skokowy” (kończyna z protezą).

Jak widać na wykresie (ryc.4) staw skokowy zdrowego człowieka (linia pogrubiona) jest na początku fazy podporowej nieco zgięty grzbietowo (około 4°) a następnie zgina się podeszwowo w trakcie przykładania stopy do podłoża całą powierzchnią. W trakcie prostowania kolana i przenoszenia ciężaru ciała na nogę podporową następuje zginanie grzbietowe do około 12° . Po przeniesieniu środka ciężkości ciała do przodu, mniej więcej w połowie cyklu chodu, następuje szybkie zgięcie podeszwowe a kąt w stawie uzyskuje wartość ok. 14° zgięcia podeszwowego. Po zakończeniu zgięcia stopa jest prostowana i przenoszona nad podłożem w niewielkim zgięciu grzbietowym, nie przekraczającym 6° .

U badanej staw skokowy prawej, zdrowej nogi, kreśli podobną charakterystykę lecz cały przebieg ruchu jest przesunięty w czasie w porównaniu z normą a na dodatek w stawie nie dochodzi zupełnie do zgięcia podeszwowego. Warto zauważyć, że zgięcie grzbietowe jest za to wyraźnie większe.

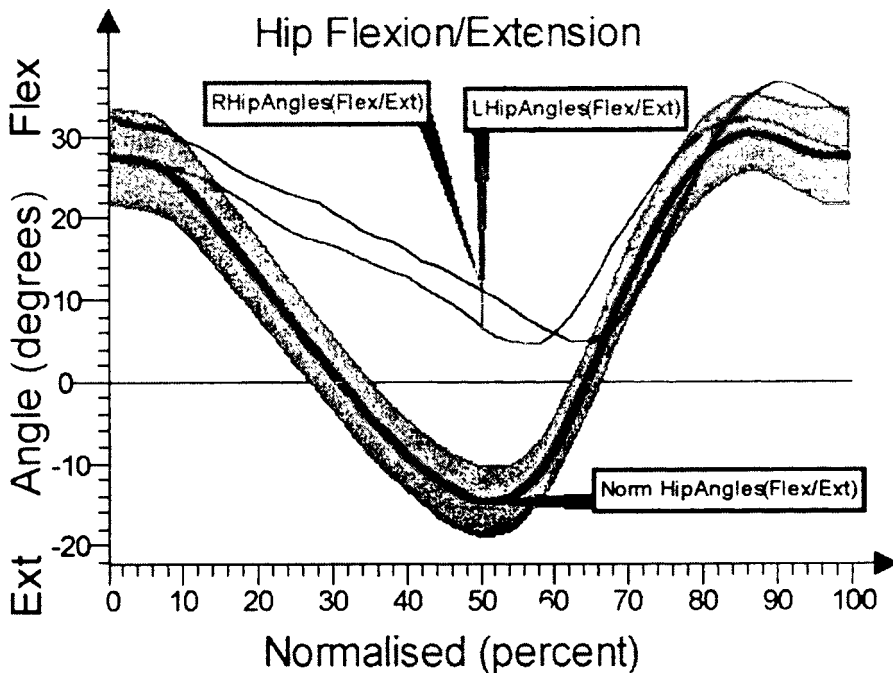
Wykres dla kończyny protezowanej nie pokazuje oczywiście zmian w stawie skokowym bo proteza nie ma takiego połączenia, lecz zmiany położenia markerów spowodowane dzięki elastycznej stopie protezy SACH.



Ryc. 5. Zmiany kątowe w stawach kolanowych podczas chodu osoby z protezą; Ext – prostowanie, Flex – zginanie (pozostałe oznaczenia jak na rycinie 4).

Zmiany kąta w stawie kolanowym podczas chodu osoby protezowanej zostały przedstawione na rycinie 5. Można zauważyć, że „norma” dla ludzi zdrowych kształtuje się następująco: na początku fazy kontaktowej staw kolanowy jest minimalnie ugięty (około $8 - 10^{\circ}$), w fazie amortyzacji ugięcie zwiększa się do 20° a następnie kąt między udem i podudziem rośnie (I wyprost) osiągając na końcu tej fazy wartość około -6° (nie ma pełnego wyprost). Mniej więcej od 40 procenta cyklu pracy kończyny rozpoczyna się zginanie stawu a maksymalny kąt zgięcia wynosi ok. 65 stopni. Począwszy od 70 procenta cyklu rozpoczyna się prostowanie zakończone ponownym nawiązaniem kontaktu stopy z podłożem.

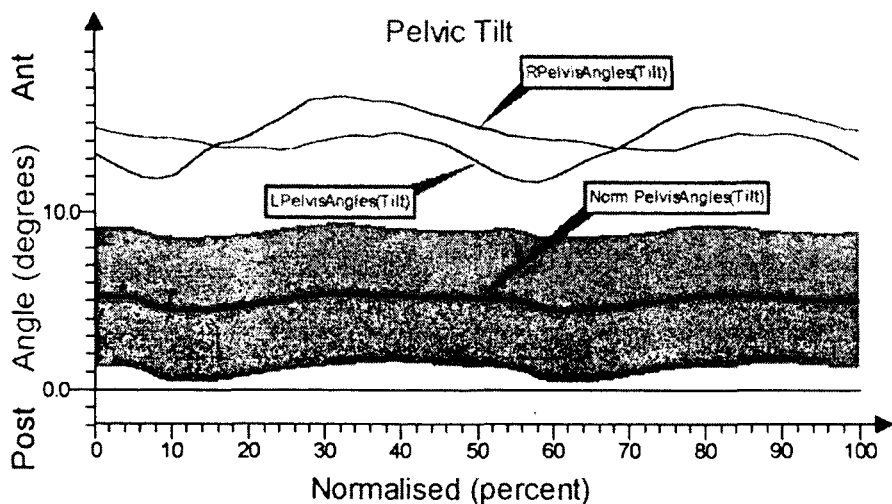
Podobnie jak w przypadku stawu skokowego i tutaj węzłowe punkty pracy stawu kolanowego (koniec I wyprost, maksymalne zgięcie) są przesunięte w czasie w stosunku do normy. Widać również zjawisko, podkreślane już poprzednio przy omawianiu chodu na bieżni ruchomej, polegające na znacznie większym maksymalnym ugięciu stawu kończyny zdrowej niż protezowanej. Faza amortyzacji jest zaledwie zaznaczona za to I wyprost trwa znacznie dłużej.



Ryc. 6. Zmiany kątowe w stawach biodrowych (oznaczenia jak na poprzednich rycinach).

Można zauważyć wyraźny wpływ protezy na ruch w stawie biodrowym (ryc.6). Przebieg wykresu normy fizjologicznej wskazuje, że po nawiązaniu kontaktu z podłożem staw biodrowy jest ugięty (ok. 27°) a następnie ulega prostowaniu. Mniej więcej w połowie cyklu pracy kończyny (50 procent) występuje przeprost stawu sięgający 16 stopni kątowych. Z kolei następuje zginanie, które trwa prawie do 90 procenta cyklu.

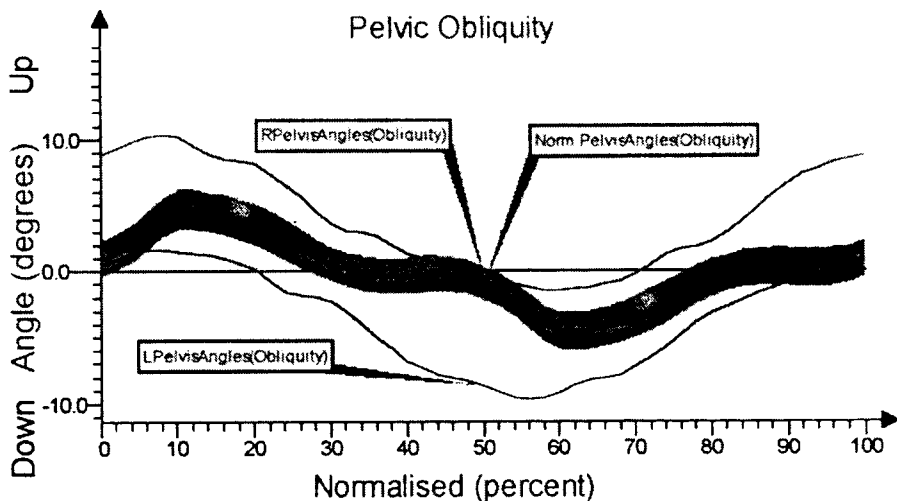
Stawy biodrowe badanej osoby pracują zupełnie inaczej. Podobnie jak poprzednio wykresy ruchu są przesunięte w czasie w kierunku końca cyklu. Podstawowa różnica dotyczy jednak wielkości kątów wyprostowania obu stawów biodrowych. W normie obserwujemy przeprost natomiast u badanej oba stawy są w tej fazie zgięte (ok. -5°), nie ma nawet pełnego wyprostowania prezentowanego przez badaną w trakcie stania swobodnego. Widać również, że maksymalne kąty zgięcia są większe od normy fizjologicznej zarówno na początku fazy kontaktowej jak i w końcowych fragmentach fazy wolnej.



Ryc. 7. Ruchy miednicy w płaszczyźnie strzałkowej; **Post** – obrót w tył, **Ant** – obrót w przód, (pozostałe oznaczenia jak poprzednio).

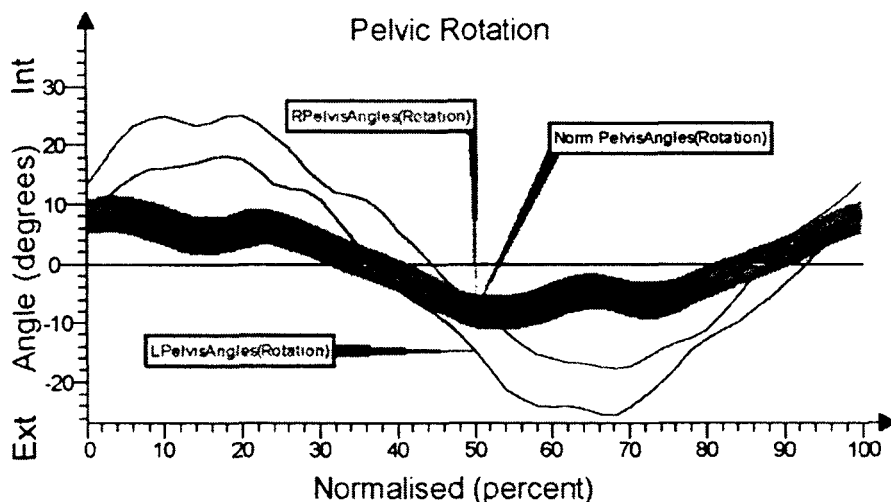
Wpływ protezy na ruchy miednicy prezentują ryciny od 7 do 9. Na rycinie 7 można zobaczyć, że miednica człowieka w pełni sprawnego utrzymuje

w trakcie chodu prawie stałe położenie w płaszczyźnie strzałkowej a ewentualne obroty sięgają kilku stopni. U badanej widać wyraźne zwiększenie przodopochylenia miednicy w całym cyklu chodu. Oscylacje są znacznie większe i na dodatek asymetryczne; inaczej wygląda obrót miednicy jeżeli kończyna podporową jest kończyna zdrowa – prawa (R) a inaczej gdy badana stoi na lewej, zaopatrzonej w protezę.



Ryc. 8. Ruchy miednicy w płaszczyźnie czołowej; **Down** – ruch miednicy w dół, **Up** – ruch miednicy w górę.

Boczne ruchy miednicy można obserwować na rycinie 8. Wykres obrotów w płaszczyźnie czołowej jest u badanej prawie równoległy do linii oznaczającej normę z tym, że wielkość oscylacji przy podporze na jednej lub drugiej kończynie jest zróżnicowana.



Ryc. 9. Ruchy miednicy w płaszczyźnie poprzecznej (skręty); Ext – skręt na zewnątrz, Int – skręt do wewnątrz.

W momencie postawienia lewej stopy na podłożu, lewa strona miednicy (kończyna z protezą) zachowuje się zgodnie z normą. W fazie amortyzacji zmiany położenia są niewielkie a następnie dochodzi do wyraźnego obniżenia lewego stawu biodrowego (obrót o około 8°). Inaczej zachowuje się miednica przy oporze na kończynie zdrowej. Tuż po nawiązaniu kontaktu z podłożem prawa strona miednicy jest uniesiona powyżej normy o ok. 9° . To uniesienie prawej strony powyżej normy utrzymuje się przez całą fazę amortyzacji. Jak wiadomo w fazie wolnej brzeg miednicy w normie obniża się o kilka stopni. U badanej to obniżenie jest wyraźnie splotone. Można stwierdzić generalnie, że brzeg miednicy od strony kończyny zdrowej ma tendencję do unoszenia się w górę co należy uznać za jeden z przejawów ruchów kompensacyjnych jakie wywołuje proteza.

Zgodnie z danymi prezentowanymi przez Inmanna i wsp. (1953) rotacje miednicy (ruchy w płaszczyźnie poprzecznej) wynoszą przeciętnie około 4° w prawo i w lewo. Nowsze informacje wskazują, że ruchy te są nieco obszerniejsze i sięgają nawet 8 stopni. Na rycinie 9 widać, że w porównaniu z normą, u badanej ruchy obrotowe miednicy są o wiele obszerniejsze.

W momencie postawienia stopy miednica jest skrzyta do wewnątrz a następnie skręt ten ulega pogłębieniu do ponad 20° . W fazie odbicia następuje skręt na zewnątrz a ruch rotacyjny także przekracza 20° . W pierwszej fazie cyklu obszerniejszy skręt wykonuje miednica oparta na kończynie zdrowej,

w drugiej fazie (odbicie i wymach) – miednica oparta na kończynie protezowanej.

4. Podsumowanie wyników

Czynności ruchowe, realizowane w warunkach lokomocji człowieka leżą w obszarze zainteresowań specjalistów z różnych dziedzin. Chodem sportowym i biegami interesują się reprezentanci nauk kultury fizycznej (Zawadzki I. i wsp. 1984, Bober 1985, Staszkiwicz i wsp. 1999, Ruchlewicz i wsp. 1999), patologią chodu lekarze i specjaliści z zakresu rehabilitacji (Dega i Milanowska 1983, Dega i Senger 1996, Kubacki 1999, Myśliborski 1985), oraz reprezentanci nauk technicznych zajmujący się robotyką (Morecki i wsp. 1990).

Pierwsze badania chodu, przeprowadzone przez Mareya pochodzą z roku 1874. W roku 1953 opublikowana została praca Inmanna i wsp. prezentująca główne wyznaczniki chodu, cytowane do dzisiaj we wszelkich podręcznikach i skryptach dla studentów fizjoterapii. Rozwój metod badania chodu wiązał się początkowo z doskonaleniem technik filmowych a później komputerowych sposobów analizy lokomocji. W prezentowanej pracy wykorzystano dwie metody badań; zapis zmian kątowych w stawach kolanowych podczas chodu na bieżni ruchomej oraz jedną z najnowocześniejszych metod badawczych – komputerową analizę ruchu sfilmowanego przy pomocy specjalnych kamer pracujących w paśmie podczerwieni (Vicon 250). Pierwsza z wymienionych metod pokazuje przebieg ruchu w stawie kolanowym i pozwala na „zgrubną” analizę chodu. Przy zastosowaniu większej ilości elektrogoniometrów można oczywiście otrzymać zapisy ruchu w pozostałych stawach kończyn dolnych. Zapisy te pokazują zwykle ruch w jednej płaszczyźnie – strzałkowej. Zastosowanie systemu Vicon umożliwia obserwację ruchu w trzech płaszczyznach. W niniejszej pracy ograniczono się do opisu zmian w stawach skokowych, kolanowych i biodrowych w głównej płaszczyźnie w jakiej odbywa się ruch lokomocyjny – strzałkowej. Ruch miednicy został natomiast pokazany w trzech płaszczyznach.

Rezultaty badań przedstawione w niniejszej pracy pokazują chód patologiczny, niesymetryczny. W wyniku utraty stopy i znacznej części podudzia, a przede wszystkim mięśni działających na staw skokowy, dochodzi do zmiany obrazu lokomocji. Chód staje się niesymetryczny i powstaje konieczność kompensacji utraconego wyznacznika jakim jest ruch stawu skokowego. Zagadnienia chodu osób amputowanych i problematykę kompensacji przedstawili m.in. Czerniecki i Gitter (1996), Sadeghi i wsp. (2001) oraz Winter (1984, 1990).

Przedstawione wyniki pokazują, że wszystkie stawy kończyn dolnych osoby zaopatrzonej w protezę „pracują” inaczej niż odpowiednie połączenia u człowieka zdrowego. Ograniczone możliwości ruchowe stopy protezowej sprawiają, że kończyna zdrowa musi przejąć na siebie część utraconych funkcji. Staw skokowy zdrowej nogi pracuje inaczej; odbicie jest opóźnione a stopa nie wykazuje zginania podszwowego typowego dla fazy odbicia. Staw kolanowy kończyny zdrowej zginany jest w większym stopniu niż staw nogi protezowanej a oba stawy biodrowe pracują w pozycji ugięcia; nawet w końcowej fazie odbicia nie widać charakterystycznego przeprostu.

Podczas ruchu w terenie nachylnym kończyny zdrowa i protezowana pracują coraz bardziej niesymetrycznie. Kończyna zdrowa przejmuje na siebie dodatkowe obowiązki; wydłużane jest odbicie, w większym stopniu zginany jest staw kolanowy.

Proteza wpływa również na ruchy miednicy. W płaszczyźnie strzałkowej miednica ułożona jest w zwiększonym przodopochyleniu co nie jest bez znaczenia dla konfiguracji kręgosłupa, wzrastają nieco obroty wokół osi strzałkowej (ruchy boczne) i dość znacznie zwiększa się rotacja wokół osi podłużnej człowieka (pionowej). Wszystkie obserwowane ruchy a szczególnie zmiany w stawach kolanowych wskazują na zwiększone oscylacje pionowe środka ciężkości co wpływa znacząco na wielkość wydatku energetycznego.

Proteza powoduje istotne ograniczenie prędkości chodu. Tylko jeden z badanych potrafił poruszać się w ciągu kilku minut z prędkością 6 km/h czyli 1,66 m/s. Dla pozostałych granicę stanowiła prędkość poniżej 5 km/h podczas gdy w pełni sprawny, dorosły człowiek potrafi bez większego trudu poruszać się przez długi okres czasu z prędkością 8 do 9 km/h a sportowcy uprawiający chód nawet ponad 14 km/h. Przy prędkości 4km/h terenie płaskim częstotliwość kroków przekracza już wartości podawane dla chodu ekonomicznego.

Piśmiennictwo

1. Bober T. (1985); Biomechanika chodu i biegu. Studia i Monografie, AWF Wrocław.
2. Czerniecki J., Gitter A. (1996); Gait analysis in the amputee..., Gait and Posture 4, 258 – 268.
3. Dega W., Milanowska K. (1983); Rehabilitacja medyczna, PZWL Warszawa.
4. Dega W., Senger A. (1996); Ortopedia i rehabilitacja, PZWL Warszawa.
5. Ernst K. (1992); Fizyka Sportu, PWN Warszawa.
6. Karas V. (1978); Biomechanika pohybového systému člověka. Univerzita Karlova- Praha.
7. Kubacki J. (1999); Zarys ortopedii i traumatologii. Katowice.
8. Morecki A., Jaworek K., Zielińska T. (1990); Biomechaniczne aspekty funkcji manipulacyjno – lokomocyjnych człowieka. Biomechanika, T 5, PAN, Problemy Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej pod redakcją M. Nałęcz.
9. Myśliwski T. (1985) Zaopatrzenie ortopedyczne. PZWL Warszawa.
10. Ruchlewicz i wsp. (1999); Zmiany wybranych parametrów biegu w zależności od prędkości. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol1, suppl. 1, 387-390.
11. Sadeghi H., Allard P., Duhaime P.M. (2001); Muscle power compensatory mechanism in below-knee amputee gait. Am. Journal Phys. Med. Rehabil. January 80 (1), 25-32.
12. Sadeghi H., i wsp. (2000); Symmetry and limb dominance in able – bodied gait; a review, Gait and Posture 12, 34-45.
13. Saunders J., Inmann V., Eberhart H. (1953); The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. J. Bone Joint Surg. 53-A, 543.
14. Staszkiwicz i wsp. (1999); Zmiany wybranych parametrów chodu w zależności od prędkości. Acta of Bioengineering and Biomechanics, 451-456.
15. Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.C. (1999); Dynamics of Human Gait, Kiboho Publishers Cape Town South Africa.
16. Winter D. (1984) Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. Human Movement Science, 3, 51-76.
17. Winter D. (1990); Biomechanics and motor control of human movements, T 2, Wiley & Sons, New York.