

XI OGÓLNOPOLSKA KONFERENCJA TEORII MASZYN  
I MECHANIZMÓW11th POLISH CONFERENCE ON THE THEORY OF MACHINES  
AND MECHANISMS

27—30. 04. 1987 ZAKOPANE

Krzysztof JAWOREK

Instytut Techniki Lotniczej  
i Mechaniki Stosowanej  
Politechniki Warszawskiej

## DWIE METODY OCENY JAKOŚCI BIEGU CZŁOWIEKA

**Streszczenie.** Niniejsza praca wynika z analizy lokomocji dwunożnej człowieka. W pracy zaprezentowano dwie metody oceny jakości biegu w płaszczyźnie strzałkowej. Pierwsza metoda dotyczy oceny ilości mocy rozwijanej przez napęd stawów nogi w fazie podporowej biegu. Po raz pierwszy metodę tę opracowano i sprawdzono w Centro di Bioingegneria w Mediolanie we Włoszech w 1985 roku.

Druga metoda została opracowana i sprawdzona dla stawu kolanowego w Politechnice Warszawskiej w Zespole Biomechaniki i Robotyki. Podstawą tej metody są wykresy fazowe  $\Phi(\Theta)$ , gdzie:  $\Theta$  kąt między wybranymi segmentami nogi człowieka. Wykres fazowy pozwala zbudować niemechaniczny, wieloparametrowy model wybranego stawu kończyny dolnej człowieka. Parametry modelu mogą stanowić podstawę oceny jakości biegu.

Wstęp i wprowadzenie

W badaniach lokomocji dwunożnej człowieka można wyróżnić trzy zasadnicze etapy.

Pierwszy etap polega na opracowywaniu urządzeń, za pomocą których można rejestrować ruch obiektu. Wynalezienie szybkobieżnych kamer filmowych, a następnie urządzeń telewizyjnych sprzęgniętych z komputerem i platformami do pomiaru sił reakcji pozwoliło udoskonalić analizę ruchu człowieka i innych ssaków [1], [2], [3], [4].

Drugi etap polega na opracowywaniu modeli ruchu człowieka. W większości przypadków są to modele mechaniczne, w których człowieka uważa się za mechanizm o członach sztywnych z wieloma stopniami swobody [1], [3], [4]. Z modeli mechanicznych można uzyskać informacje o momentach sił mięśniowych w poszczególnych stawach nogi. Modelowanie ruchu człowieka było i

jest ważnym etapem w poznaniu układu mięśniowego obsługującego kończyny dolne i górne. Dotychczas opracowano znaczną liczbę modeli. W pracy [1] dokonano krytycznego przeglądu opracowanych do 1977 r. modeli. Proces tworzenia nowych modeli w dalszym ciągu trwa.

Wyniki uzyskane w dwóch poprzednich etapach mogą być wykorzystane w trzecim do kontroli procesu rehabilitacji kończyn dolnych człowieka, do budowy protez oraz planowania treningu sportowego. Do tej pory okazało się, że w trzecim etapie natrafiono na poważne trudności w praktycznym wykorzystaniu uzyskanych dotychczas wyników [6]. Wynika to między innymi z faktu, że "odbiorcami" rezultatów analizy lokomocji dwunożnej człowieka są z reguły lekarze ortopedzi, trenerzy zajmujący się sportem oraz absolwenci AWF, spośród których większość nie posiada dodatkowego wykształcenia technicznego. Wyznaczenie z modelu mechanicznego takich wielkości, jak siły i momentów sił w badanym obiekcie, jest stosunkowo trudne do analizy na linii badacz ruchu - lekarz ortopeda lub trener sportowy.

Większość dotychczas opracowanych modeli mechanicznych pozwala na otrzymywanie wielkości kinematycznych i dynamicznych będących funkcją czasu. Przykładowo: posługiwanie się tego typu wykresami nie jest łatwe w procesie rehabilitacji kończyn dolnych człowieka przy zastosowaniu w leczeniu metody elektrostymulacji.

W ciągu ostatnich kilkunastu lat opracowano kilka niestandardowych wykresów pozwalających względnie łatwo oceniać jakość chodu i biegu. Badacz Lamoreux [6] zaproponował wykres opisujący zależność kąta w stanie biodynamicznym w funkcji zmian kąta obrotu stawu kolanowego. Była to jedna z pierwszych prób oceny jakości chodu (ewentualnie biegu) człowieka, aczkolwiek nie pozbawiona pewnych wad. Wykresy Lamoreux nie pozwalają ocenić dynamiki ruchu badanego obiektu, gdyż nie zawierają żadnej informacji o jego prędkości. Dużą przydatność tych wykresów zauważono przy ocenie asymetrii chodu.

W pracy [3] zaproponowano jako miarę oceny jakości biegu człowieka wykres opisujący zależność momentu całkowitego rozwijanego w danym stawie w funkcji kąta obrotu tego stawu. Początkowo przypuszczano, że uzyskane wykresy okażą się względnie prostym narzędziem do oceny jakości pracy mięśni obsługujących poszczególne stawy podczas biegu i ewentualnie chodu. Badania własne przeprowadzone przez autora tej pracy w Centro di Bioingegneria w Mediolanie nie potwierdziły tej hipotezy.

Duży wkład w opracowywaniu wykresów do oceny jakości biegu i chodu mają w swoim dorobku badacze włoscy.

A. Pedotti [6] opracował wykres ilustrujący zależność sumy geometrycznej reakcji poziomej i pionowej między stopą a podłożem w funkcji czasu. W lokomocji dwunożnej wykresy Pedottiego pozwalają na odróżnianie patologii od normy oraz poznawanie technik wykonywania skoków dla przykładu wżwyz.

Niestety nie pozwalają one na otrzymywanie wskaźników liczbowych opisujących jakość biegu lub chodu.

Proces tworzenia nowych diagramów i wskaźników jakości lokomocji dwunożnej człowieka trwa nadal.

W niniejszej pracy zaproponowano dwie metody oceny jakości biegu za pomocą wskaźników liczbowych. Pierwszy z nich oparto na modelu mechanicznym ruchu człowieka, drugi zaś na modelu automatycznej regulacji stawu kolanowego.

### I. Badania własne lokomocji dwunożnej człowieka

W Zepole Biomechaniki Technicznej PW opracowano system o nazwie HLS (human locomotion system) pracujący w trybie off-line, przeznaczony przede wszystkim do badania płaskiej lokomocji dwunożnej człowieka (chodu i biegu) [2], [3], [5].

Do rejestracji ruchu obiektu stosowano szybkobieżne kamery filmowe (Pentazet-35). Wyznaczanie współrzędnych ortokartezjańskich wybranych punktów na obiekcie przeprowadzono za pomocą cyfrowego przetwornika obrazów CPO-2/K-202 oraz stereokomparatorów. Do pomiaru sił reakcji między stopą i podłożem zbudowano dwie platformy tensometryczne.

Do opisu ruchu człowieka opracowano własny jedenastomiarowy model o trzynastu stopniach swobody. Umożliwia on obliczanie momentów sił mięśniowych w głównych stawach i sił reakcji między stopą oraz podłożem. Korzystanie z tego modelu staje się żmudne i pracochłonne, o ile nie zastosuje się komputera o dużej mocy obliczeniowej.

Zautomatyzowano proces analizy i opracowano zestaw programów komputerowych dostosowanych do systemu komputerowego CYBER-70 model 7216 [6]. Zestaw programów tworzy komputerowy model lokomocji dwunożnej człowieka. Po wielu latach badań, w ciągu których opracowano własny system pomiarowy o nazwie HLS oraz wyżej wspomniany zestaw programów, można stwierdzić, że analiza biegu i chodu człowieka w trybie off-line za pomocą modeli mechanicznych jest bardzo pracochłonna i kosztowna. Ponadto uzyskiwane po długim okresie obróbki danych pomiarowych wyniki okazują się mało przydatne w procesie rehabilitacji kończyn i treningu sportowym. Przyszłość w skutecznym i szybkim prowadzeniu analizy lokomocji bipeda należy do tych badaczy, którzy posiadają systemy pomiarowe o działaniu bezpośrednim (on-line).

W niewielu ośrodkach naukowych na świecie udało się zbudować takie systemy. Systemy pomiarowe pracujące w trybie on-line zbudowano w Ohio Gate Laboratory w Columbusie w USA oraz w Centro di Bioingegneria w Mediolanie we Włoszech. W Centro di Bioingegneria opracowano i wdrożono komputerowy system pracujący w real-time służący przede wszystkim do analizy chodu i biegu człowieka. System mediolański o nazwie ELITE został wyposażony w korelator optyczny. Dzięki niemu możliwe jest badanie nawet bardzo szybkich ruchów, a w szczególności biegu. Zjawisko powstawania

smug od znaczników umieszczonych na badanym obiekcie. praktycznie nie występuje. System ELITE wyposażono w zestaw programów komputerowych do analizy biegu i chodu. Podstawę do opracowania zestawu programów był mechaniczny, pięciomasowy model ruchu płaskiego człowieka, którego autorami są badacze włoscy Leo, Capozzo i Pedotti [4]. Model umożliwia wyznaczenie momentów sił mięśniowych w głównych stawach nogi człowieka podczas biegu i chodu. W czasie pobytu stażowego w ośrodku mediolańskim autor pracy korzystał z systemu ELITE do badania powszechnie znanych sportowców, a przede wszystkim angielskiego biegacza średniodystansowego, mistrza olimpijskiego i Europy Sebastiana Coe.

## II. Wskaźnik reprezentujący ilość mocy rozwijanej przez napęd stawów nogi<sup>x)</sup>

Wiedomo, że lokomocja dwunożna człowieka polega na bardzo złożonej koordynacji siłowników mięśniowych wytwarzających momenty sił wokół poszczególnych stawów kończyn dolnych. Koordynacja współdziałania siłowników mięśniowych ma zasadniczy wpływ na jakość chodu i biegu oraz ilość energii przeznaczanej na wykonanie ruchu. W ośrodku mediolańskim przeprowadzono znaczną liczbę doświadczeń, z których wynikało, że moment wytwarzany przez siłę reakcji wokół trzech głównych stawów kończyny dolnej (obliczany jako iloczyn siły reakcji podłoża mnożony przez najbliższą jej odległość od torebki stawowej) jest dobrą aproksymacją momentów sił mięśniowych rozwijanych w fazie podporowej biegu [4], [6].

W trakcie prowadzonych wspólnych badań zaproponowano następujący wskaźnik  $J_{cał}$ :

$$J_{cał} = \sum_{i=1}^3 \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_2} (M_i - \dot{\phi}_i)^2 dt} \quad (1)$$

opisujący ilość mocy rozwijanej przez napęd stawów nogi człowieka w fazie podporowej [8]. We wzorze (1) przedział  $(t_1, t_2)$  określa czas  $T$  trwania fazy podporowej nogi,  $M_i$  – moment sił mięśniowych rozwijanych wokół  $i$ -tego stawu kończyny dolnej,  $\dot{\phi}_i$  – prędkość kątowa liczona wokół tego samego stawu.

Wskaźnik 1 zmienia się w zakresie od 1 do 3, gdyż obejmuje on staw skokowy, kolanowy i biodrowy kończyny dolnej. Za pomocą wskaźnika  $J_{cał}$  przebadano dwóch długodystansowców. Parametry anatomiczne obu lekkoatle-

<sup>x)</sup> W badaniach brał udział G. Ferrigno i G.C. Santambrogio z ośrodka mediolańskiego.

tów były podobne. Prędkości ich ruchu niewiele różniły się od siebie w trakcie prowadzenia badań za pomocą systemu ELITE.

W tabeli 1 podano parametry obu biegaczy i ich prędkości poruszania się w trakcie prowadzenia analizy ruchu.

Tabela 1

Lekkoatleta	Masa ciała (kg)	Udo (m)	Podudzie (m)	Stopa (m)	Prędkość (m/s)
A	64	0,506	0,520	0,188	3,90 ± 0,33
B	63	0,489	0,507	0,151	3,75 ± 0,21

W tabeli 2 podano średnie wartości wskaźnika  $J_{cał}$  wraz z odchyleniami.

Tabela 2

Lekkoatleta	A	B
J - biodro	227,32 ± 9,420	141,19 ± 22,20
J - kolano	577,37 ± 8,360	338,78 ± 16,00
J - staw skokowy	584,35 ± 73,90	468,14 ± 26,30
$J_{cał}$	1389,04 ± 73,06	947,86 ± 12,82

Z tabeli 2 wynika, że wskaźnik  $J_{cał}$  dla lekkoatlety A jest około 1,5 raza większy w porównaniu do wskaźnika lekkoatlety B. Wskaźnik  $J_{cał}$  potwierdza bardzo dobrą technikę biegu i koordynację mięśni kończyny dolnej biegacza B w fazie podporowej. Lekkoatleta A był uczestnikiem biegu długodystansowego podczas igrzysk olimpijskich, natomiast lekkoatleta B w czasie trwania tych igrzysk w tym samym biegu zdobył złoty medal.

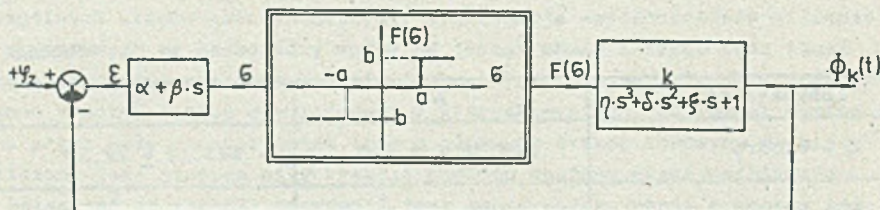
### III. Niemechaniczna ocena jakości biegu na podstawie wykresów fazowych

Z zarejestrowanych przebiegów kąta stawu kolanowego  $\Phi_k(t)$  biegaczy średnio- i długodystansowych wynika, że są one bardzo regularne i zbliżone do krzywej o kształcie sinusoidy [8], [9]. Pozwala to przypuszczać, że dominacja wyższych harmonicznych w tych przebiegach jest niewielka i

można ją pominąć w dalszych rozważaniach. Wykresy fazowe dla stawu kolanowego [9]  $\dot{\Phi}_k(\Phi_k)$  przecinają się na płaszczyźnie fazowej, co z kolei pozwala przypuszczać, że równanie różniczkowe opisujące zmianę kąta obrotu stawu kolanowego podczas biegu jest silnie nieliniowe, co najmniej rzędu trzeciego. Z obserwacji przeprowadzonych przez fizjologów wiadomo, że w układzie sterowania ruchu kończyn ssaków zauważono działania typu przekąźnikowego. Obserwacje własne oraz innych badaczy pozwoliły sformułować niemechaniczny model stawu kolanowego.

Podczas biegu staw kolanowy modelowany jest przekąźnikiem trójpołożeniowym, opisanym dwoma parametrami oraz wieloparametrowym członem liniowym rzędu trzeciego o własnościach filtra dolnoprzepustowego. Oba te elementy występują w torze głównym układu automatycznej regulacji modelu stawu kolanowego.

Na rysunku 1 przedstawiono model automatycznej regulacji stawu kolanowego biegacza średnio- i długodystansowego. W pracy [9] opisano szczegółowo sposób budowy modelu.



Rys. 1

Parametrami wejściowymi są:

- współczynniki  $\alpha, \beta, \eta, \delta, \xi, k, a, b$  oraz  $\varphi_z$ .

Sygnałem wyjściowym jest kąt obrotu  $\Phi_k(t)$  w stawie kolanowym. Przeprowadzono badania symulacyjne na maszynie cyfrowej (IBM-PC) w języku CSSP - turbo<sup>x)</sup>.

Dla zarejestrowanych danych kinematycznych biegacza S. Coe uzyskano następujące parametry:

$$\alpha = -1,15; \quad \beta = 0,02; \quad \eta = 0,0001; \quad \xi = 0,1;$$

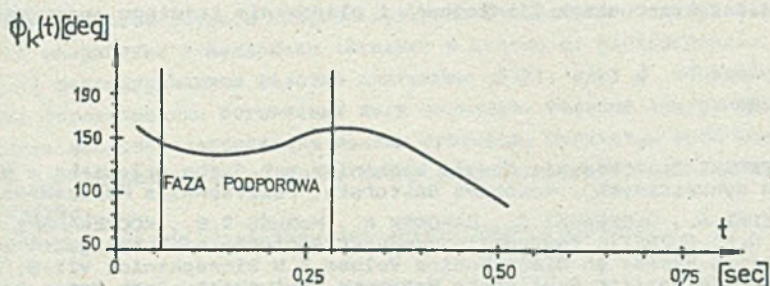
$$\delta = 0,01; \quad k = 4,86; \quad a = 0,5; \quad b = 2,5; \quad \varphi_z = 2,76$$

dla poniższych warunków początkowych na kąt obrotu w stawie kolanowym:

$$\Phi_k(0) = 2,76 \text{ rd}; \quad \dot{\Phi}_k(0) = -10,47 \text{ rd/sek}; \quad \ddot{\Phi}_k(0) = 0 \text{ rd/s}^2.$$

<sup>x)</sup> Współtwórcą modelu komputerowego jest mgr inż. I. Siwicki z Zakładu Teorii Maszyn i Mechanizmów Politechniki Warszawskiej.

Dla wyznaczonych parametrów modelu automatycznej regulacji stawu kolanowego oraz podanych warunków początkowych symulacji komputerowej uzyskuje się przebieg kąta obrotu niewiele różniący się od pokazanego na rysunku 2. Rysunek ten przedstawia przebieg kąta obrotu stawu kolanowego podczas biegu S. Coe.



Rys. 2

Badania symulacyjne prowadzono tak długo, aż uzyskano zgodność przebiegów z komputera z wykresem kąta obrotu stawu kolanowego zarejestrowanego metodą bezinwazyjną za pomocą systemu ELITE [9].

#### IV. Wnioski

W niniejszej pracy zaproponowano dwie metody oceny jakości biegu człowieka znajdujące się w fazie doświadczalnej weryfikacji. Metoda obliczenia ilości mocy rozwijanej przez napęd stawów nogi pozwoliła porównać dwóch biegaczy długodystansowych, którzy wzięli udział w tej samej konkurencji biegowej podczas igrzysk olimpijskich.

W ośrodku mediolańskim w dalszym ciągu prowadzone są intensywne badania dotyczące zagadnienia generowania optymalnej mocy podczas biegu w układzie napędowym kończyn dolnych człowieka zarówno w procesie rehabilitacji, jak i planowania treningu sportowego za pomocą wskaźnika  $J_{cał}$  (wzór 1).

Natomiast w kraju prowadzona są badania oceny jakości biegu za pomocą wykresów fazowych  $\Phi_k(\Phi_k)$  dla stawu kolanowego, gdzie:  $\Phi_k$  - kąt między udem i podudziem.

Diagramy fazowe  $\Phi_k(\Phi_k)$  otrzymuje się bez stosowania modelu mechanicznego lokomocji dwunożnej człowieka. Wystarczy do rejestracji wykresów fazowych zastosować technikę filmową lub egzoskeleton kończyny dolnej.

Wykres fazowy pozwala tworzyć wieloparametrowy model automatycznej regulacji dla przykładu stawu kolanowego. Uzyskane parametry są podstawą do liczbowej oceny jakości biegu.

Zdaniem autora pracy proponowane dwie metody wzajemnie się uzupełniają. Ocena ilości mocy rozwijanej przez napęd trzech głównych stawów nogi szczególnie okazuje się przydatna do analizy fazy podporowej biegu.

Wykresy fazowe  $\dot{\phi}(\phi)$  opiaują przede wszystkim technikę przenoszenia nogi.

Aczkolwiek na drodze doświadczalnej sprawdzono przydatność obu metod - to istnieje pilna potrzeba prowadzenia dalszych badań w zakresie ich przydatności w warunkach klinicznych i planowania treningu sportowego.

#### LITERATURA

- [1] OLSZEWSKI J.: "Badanie modeli mechanicznych ruchu człowieka w warunkach dynamicznych". Rozprawa doktorska, Politechnika Warszawska, 1977.
- [2] MORECKI A., OLSZEWSKI J., JAWOREK K., MCGHEE R.B., KOOZEKANANI S.H. and C.N. BURNETT: "Automatic computer analysis of human gait" International Series on Biomechanics Volume 3 B Biomechanics VII-B, PWN - Polish Scientific Publishers Warszawa, University Park Press Baltimore.
- [3] MORECKI A., MCGHEE R.B., KOOZEKANANI S.H., JAWOREK K., OLSZEWSKI J., RAHMANI S.: "Reduced order dynamic model for computer analysis of bipedal locomotion". Proc. of IVth CISM - IFTOMM International Symposium for Theory and Practice of Robots and Manipulators, Ro.man.sy'81, Warsaw, Poland, Sept. 1981.
- [4] BOCCARDI S., PEDOTTI A., RODANO R., SANTAMBROGIO G.C.: "Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on - line processing of kinematic data and ground reaction", Journal of Biomechanics, vol. 14, No. 1, pp. 35-45, Pergamon Press, Oxford, New York, Frankfurt, Paris, 1981.
- [5] JAWOREK K.: "Zestaw programów komputerowych do analizy pewnego modelu lokomocji dwunożnej w ruchu płaskim", Materiały konferencyjne IX Ogólnopolskiej Konferencji Naukowo-Dydaktycznej Teorii Maszyn i Mechanizmów, Kraków 1982.
- [6] CAPOZZO A. e LEO T.: "Biomeccanica del movimento: Quali applicazioni cliniche?" Centro per L'ingegneria biomedica Uni'ersita' degli studi (La Sapienza) - Roma, 1983.
- [7] JAWOREK K.: "Model regulacyjny stawu kolanowego". Streszczenie VI Szkoły Biomechaniki, 18-20 maja, 1986, Olejnica, Polska.
- [8] FERRIGNO G., SANTAMBROGIO G.C., JAWOREK K.: "An automatic method to evaluate goodness of muscular during human locomotion" Fifth Meeting European Society of Biomechanics, Berlin/West, Germany, Sept. 8-10, 1986, (Program & Abstracts).
- [9] JAWOREK K.: "Model automatycznej regulacji kąta obrotu stawu kolanowego". Zeszyty Naukowe Akademii Wychowania Fizycznego we Wrocławiu (w przygotowaniu do druku).



## ДВА МЕТОДА ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА БЕГА ЧЕЛОВЕКА

## Р е з ю м е

В работе рассматривается проблема качества бега человека. Разработаны два метода оценки качества для плоского движения человека. В первом методе рассматриваются затраты энергии во время продолжения подпорной фазы бега. Метод разработан в Медиолане (Италия) в Centro di Bioingegneria. Во втором методе рассматриваются фазовые диаграммы  $\dot{\Phi}(\Phi)$ , где:  $\Phi$  обозначает угол между определёнными сегментами ноги человека. Фазовые диаграммы разрешают строить многопараметрические модели суставов. Параметры этой модели становятся базой для оценки качества бега. Метод разработан в Варшавском политехническом институте.

Упомянутые методы подвержены экспериментальной проверке.

## TWO METHODS TO EVALUATE QUALITY INDEX OF HUMAN RUNNING

## S u m m a r y

This work resulted from analysis of biped locomotion of a man for example of running. In the work, two methods to evaluate quality index of human running in saggital plane is presented. In the first method quality index represents power developed by the leg joints during the stance phase. This method was elaborated and has been checked in Centro di Bioingegneria in Milan, in Italy.

The second method was based on a phase diagram  $\dot{\Phi}(\Phi)$ , where:  $\Phi$  angle between segments of a human leg. A phase diagram was used for elaboration non-mechanical, multiparameters model of knee joint of a leg. Parameters of this model represent quality index of a human running. The second method has been elaborated at Warsaw University of Technology in Poland. Two methods to evaluate quality index of a human running have been examined in experiments.

Recenzent: Prof. dr inż. Antoni Jakubowicz

Wpłynęło do redakcji: 20.X.1986 r.