

## NOWA KONCEPCJA MODELOWANIA I ANALIZY DYNAMIKI APARATU KROCZENIA CZŁOWIEKA

Krzysztof K. ŻUR\*

\*doktorant, Katedra Automatyki i Robotyki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Białostocka,  
ul. Wiejska 45 C, 15-351 Białystok

[krzysztof.zur@gmail.com](mailto:krzysztof.zur@gmail.com)

**Streszczenie:** W artykule przedstawiono nową koncepcję opisu i analizy dynamiki aparatu kroczenia człowieka. Zaproponowano własny matematyczny model aparatu kroczenia człowieka w przestrzeni stanu. Wykorzystano metodę płaszczyzny fazowej oraz tzw. „efekt mocy wykresów fazowych” w analizie dynamiki stawu kolanowego podczas pełnego cyklu ruchu osób młodych, zdrowych i sprawnych oraz osób zdrowych i sprawnych w wieku podeszłym. Wysunięto hipotezę badawczą dotyczącą możliwości wykorzystania pól małych pętli fazowych do oceny koordynacji nerwowo-mięśniowej aparatu kroczenia człowieka.

### 1. WSTĘP

Chód jest jedną z naturalnych czynności ruchowych człowieka, która zapewnia przemieszczenie całego ciała w dowolnym kierunku. Człowiek dopiero w dziesiątym roku swego życia osiąga pełną sprawność aparatu kroczenia. Zakładając średnią długość życia 70 lat, 1/7 tego czasu jest poświęcona na osiągnięcie pełnej koordynacji układu nerwowo-mięśniowego aparatu kroczenia człowieka.



**Rys. 1.** Petroglif pochodzący z około 5000 lat p.n.e. znajdujący się w Qobustan (Azerbejdżan)  
[http://republika.pl/blog\\_ce\\_4246446/5982381/tr/300px](http://republika.pl/blog_ce_4246446/5982381/tr/300px)

Zainteresowanie oraz obserwacje związane z chodem człowieka trwają już od przeszło 5000 lat p.n.e., o czym np. świadczą rysunki wykonane na skałach (petroglify) (Rys. 1), na których są widoczni ludzie w wybranych fazach chodu i biegu. W dobie renesansu, także można zauważyć wielkie zainteresowanie chodem człowieka obserwując wiele rzeźb i obrazów charakterystycznych dla tego okresu. Malarze i rzeźbiarze zatrzymując w swoich dziełach czas i utrwalając wybrane fazy chodu, popełniali bardzo wiele błędów, gdyż nieznanym im były prawa ruchu całego ciała

i jego poszczególnych segmentów.

Przełomu w rejestracji ruchu zwierząt i ludzi dokonali w XIX w. Francuz E. Marey i Amerykanin E. Muybridge, którzy jako pierwsi wykorzystali technikę fotograficzną (Woltring, 1987). Następnie badacze niemieccy W. Braune i O. Fisher wykorzystując metodę stroboskopową, umożliwili analizę trójwymiarowego ruchu człowieka (Woltring, 1987).

Największym postępem w rozwoju techniki pomiarowej ruchu człowieka było zastosowanie techniki telewizyjnej oraz optoelektroniki do szybkiego odczytu z komputerowego obrazu, współrzędnych znaczników umieszczonych na badanym obiekcie a następnie dokonywania obliczeń i zobrazowania wyników on-line. Można było uzyskać parametry kinematyczne chodu, jednak nadal brakowało pomiaru wielkości dynamicznych, takich jak np. siły reakcji podłoża. W związku z tym zbudowano platformy dynamometryczne działające na zasadzie pomiaru odkształceń i przemieszczeń sprężystych elementów mechanicznych.

Francuz L. Lauru w 1957 roku skonstruował pierwszą piezoelektryczną platformę dynamometryczną, w której było wykorzystywane zjawisko piezoelektryczne odkryte w 1880 roku przez braci Curie (Woltring, 1987). Platformę piezoelektryczną udoskonaliła szwajcarska firma Kistler. Zwiększono jej czułość do tego stopnia, że bez przeszkód można było zarejestrować bicie serca osobnika stojącego względnie nieruchomo na platformie.

Rozwój systemów pomiarowych przez ostatnie 100 lat, wykorzystał np. badacz kanadyjski D. Winter z University of Waterloo, który przeprowadził badania aparatu kroczenia człowieka w płaszczyźnie strzałkowej ruchu, obejmujące normę i patologię chodu osób młodych oraz w wieku podeszłym, a następnie umieścił wszystkie pomiary w swojej monografii (Winter, 1991).

Autorzy pracy (Żur i Jaworek, 2011) wykorzystali dane pomiarowe (Winter, 1991) dotyczące stawu kolanowego osób młodych, zdrowych i sprawnych do opisu kroczenia robotów antropomorficznych typu – DAR (Żur i Jaworek,

2011) w przestrzeni stanu. Opis ten, będący uniwersalnym narzędziem matematycznym, można także stosować w lokomocji dwunożnej człowieka – w ruchu płaskim.

Autor artykułu wykorzystał dane pomiarowe (Winter, 1991) dotyczące stawu kolanowego osób młodych, zdrowych i sprawnych oraz osób zdrowych i sprawnych w wieku podeszłym do wykreślenia ich trajektorii fazowych będących graficzną reprezentacją dynamiki aparatu kroczenia, bez znajomości równań ruchu układu.

## 2. MODELOWANIE APARATU KROCZENIA W LOKOMOCJI DWUNOŻNEJ CZŁOWIEKA

### 2.1. Klasyczne metody modelowania aparatu kroczenia człowieka

Układ ruchowy człowieka jest bardzo złożony i wymaga wielu uproszczeń, gdyż nie można zbudować matematycznego modelu wiernie odzwierciedlającego tak skomplikowany mechanizm.

Pierwszy model matematyczny lokomocji człowieka został opracowany przez braci Weberów z Getyngi w 1836 roku. Zaproponowali oni model „podwójnego odwróconego wahadła” do opisu fazy wymachu kończyny dolnej (Jaworek, 1992).

Wybór właściwego modelu wymaga wyboru odpowiedniej liczby stopni swobody, a także ustalenia geometrii, kinematyki oraz dynamiki obiektu. Zakładając, że kości są członami sztywnymi, a stawy tworzą pary kinematyczne umożliwiające wykonanie tylko ruchów obrotowych, można uzyskać model o 250 stopniach swobody, gdzie liczba stopni swobody przypadająca na kończyny dolne wynosi 120 (Jaworek, 2011).

Uproszczenie modelu można uzyskać poprzez redukcję stopni swobody, ale trzeba mieć na uwadze, że model musi utrzymywać podobieństwo do oryginału.

Najbardziej znany model ruchu człowieka został opracowany przez Hatzego, składał się z 17 członów o 44 stopniach swobody (Jaworek, 1992).

Opisując biomechanizmy, zwykle korzysta się z (Morecki i inni, 1984):

- praw Newtona;
- zasady d'Alemberta;
- równań Lagrange'a II rodzaju;
- równań Boltzmana-Hamela;
- równań Mangerona-Deleanu.

Wykorzystanie równań Lagrange'a do ułożenia równań dynamiki lokomocji człowieka jest mało efektywne przy większej liczbie stopni swobody. Klasyczne metody mechaniki analitycznej zawodzą, jeżeli na układ nałożone są więzy nieholonomiczne rzędu wyższego niż drugi (Jaworek, 1992).

### 2.2. Własny model matematyczny aparatu kroczenia człowieka w przestrzeni stanu

Autorzy artykułu (Żur i Jaworek, 2011) zaproponowali matematyczny opis ruchu kończyn dolnych robota antropomorficznego typu - DAR w przestrzeni stanu (Takahashi

i inni, 1976). W pracy (Żur i Jaworek, 2011) podano hipotezę badawczą dotyczącą wektora sterowania aparatem ruchu człowieka oraz antropomorficznego robota typu - DAR. Zaproponowano jako wektor sterowania, przebieg znormalizowanej mocy chwilowej  $p_i(t)/m$  rozwijanej w i-tym stawie nogi człowieka kroczącego w płaszczyźnie strzałkowej w postaci:

$$u_i(t) = \frac{p_i(t)}{m} = \frac{\bar{M}_i(t)}{m} \cdot \bar{\omega}_i(t), \quad W/kg, \quad (1)$$

gdzie:  $u_i(t)$  – wektor sterowania, którym jest przebieg znormalizowanej mocy chwilowej  $p_i(t)/m$  rozwijanej w i-

tym stawie nogi człowieka  $[W/kg]$ ,  $\frac{\bar{M}_i(t)}{m}$  – znormalizo-

wany moment sił mięśniowych rozwijanych w i-tym stawie kończyny dolnej  $[(N \cdot m)/kg]$ ,  $\bar{\omega}_i(t)$  – prędkość kątowa rozwijana w i-tym stawie nogi człowieka  $[rad/s]$ .

Zgodnie z hipotezą badawczą, autor pracy proponuje opisać aparat kroczenia człowieka w postaci (Żur i Jaworek, 2011):

$$\dot{\phi}_i(t) = a_i(t) \cdot \phi_i(t) + b_i(t) \cdot \frac{p_i(t)}{m}, \quad rad/s, \quad (2)$$

$$\phi_i(t = t_0) = \phi_{i0} = CONST, \quad (3)$$

gdzie:  $\dot{\phi}_i(t)$  – zmienna stanu, wyrażające prędkość kątową rozwijaną odpowiednio w i-tym stawie nogi człowieka  $[rad/s]$ ,  $a_i(t)$  – współczynniki macierzy stanu  $[1/s]$ ,  $b_i(t)$  – współczynniki macierzy sterowania  $[(rad \cdot kg)/J]$ ,  $p_i(t)/m$  – przebieg znormalizowanej mocy chwilowej rozwijanej w zespołach mięśniowych obsługujących i-ty staw nogi człowieka  $[W/kg]$ .

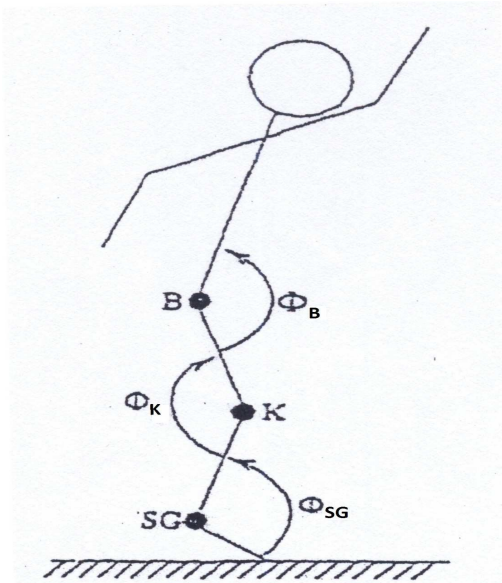
Współczynniki macierzy stanu  $a_i(t)$  i sterowania  $b_i(t)$  zostały wyznaczone w pracy (Żur i Jaworek, 2011) na podstawie danych kinematycznych i dynamicznych, dla pewnego zbioru osób zdrowych, sprawnych, młodych i starych – płci obojga, opracowanych przez D. Wintera (Winter, 1991; 2009).

## 3. ZASTOSOWANIE METODY PŁASZCZYZNY FAZOWEJ DO OPISU I ANALIZY LOKOMOCJI DWUNOŻNEJ CZŁOWIEKA W PŁASZCZYŹNIE STRZAŁKOWEJ RUCHU

Sterowanie ruchem kończyny dolnej podczas chodu z równoczesnym zachowaniem pozycji pionowej jest bardzo złożonym zadaniem, wykonywanym przez układ nerwowo-mięśniowy. Proces ten jest wielowymiarowy i silnie nieliniowy oraz trudny do opisu matematycznego. Sygnałami wejściowymi do układu można uznać pobudzenia mięśni lub znormalizowane moce chwilowe  $p_i(t)/m$  rozwijane przez te mięśnie (Żur i Jaworek, 2011), a sygnały wyjściowe to trzy przebiegi kątów względnych  $\phi_i(t)$  między miednicą a udem, udem a golenią oraz między golenią a stopą (Rys. 2).

Bioelektryczna aktywność mięśni kończyny dolnej zależy od położenia kończyny, a nie od czasu, więc metoda płaszczyzny fazowej (Kaczorek i inni, 2005) okazuje się dogodnym graficznym sposobem analizy wybranych seg-

mentów kończyny dolnej, ponieważ czas jest w tej metodzie wyeliminowany. Metodę tą stosuje się szczególnie w nieliniowych układach automatycznej regulacji. Rodziny trajektorii fazowych układów automatycznej regulacji pozwalają stwierdzić stabilność badanego układu oraz przedstawiają jego właściwości dynamiczne. Szczególną przydatność tej metody stwierdzono w analizie silnie nieliniowych układów niskiego rzędu, jednakże są prace (Jaworek, 1992), gdzie stosuje się ją nawet do układów rzędu III i wyższych.



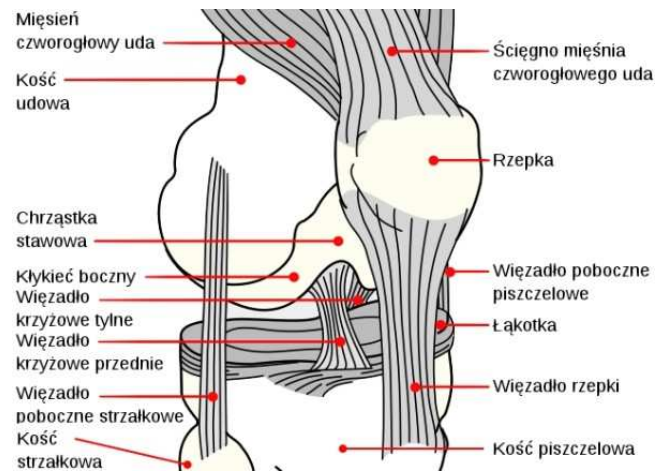
**Rys. 2.** Uproszczony schemat aparatu kroczenia człowieka z zaznaczonymi współrzędnymi stanu, gdzie:  $\Phi_B$  – kąt między tułowiem a udą,  $\Phi_K$  – kąt między udą a golenią,  $\Phi_{SG}$  – kąt między golenią a stopą

### 3.1. Wykres fazowy stawu kolanowego w lokomocji dwunożnej człowieka

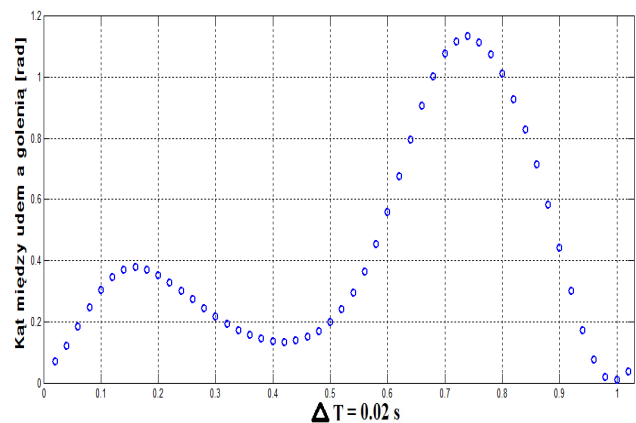
Winter w swojej monografii (Winter, 1991) umieścił dyskretne przebiegi m.in. kątów względnych  $\varphi_i(n)$  (z okresem próbkowania  $\Delta t = 0,02s$ ) w stawie kolanowym (Rys. 3) osób zdrowych, sprawnych i młodych oraz w wieku podeszłym kroczących ze stałą częstotliwością  $f$  i prędkością naturalną  $v$ . Jeden cykl ruchu trwał  $\sim 1,02s$  i odpowiada dokładnie jednemu krokowi, na który składa się faza podporowa i faza wymachu kończyny dolnej.

W pracy Wintera [8], umieszczono tylko przebiegi kąta względnego  $\varphi_K(n)$  w stawie kolanowym (Rys. 4) a pominięto przebiegi prędkości kątowej  $\dot{\varphi}_K(n)$ . Autor wyznaczył z rachunku wyrównawczego (Jaworek, 1992) dyskretne przebiegi prędkości kątowych  $\dot{\varphi}_K(n)$  rozwijanych w stawie kolanowym osób młodych, zdrowych i sprawnych oraz osób w wieku podeszłym, także zdrowych i sprawnych. Przykładowy przebieg prędkości kątowej  $\dot{\varphi}_K(n)$  rozwijanej w stawie kolanowym osób młodych przedstawiono na Rys. 5. O dokładności metody rachunku wyrównawczego można przekonać się, poprzez sprawdzenie

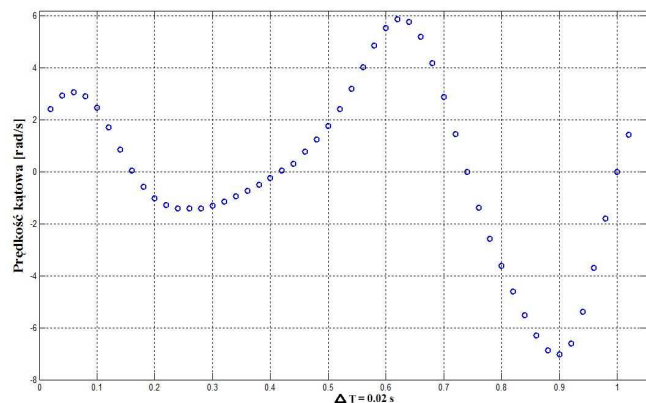
czy maksima i minima funkcji przebiegu kąta względnego  $\varphi_K(n)$  w kolanie, są odpowiednio miejscami zerowymi funkcji przebiegu prędkości kątowej  $\dot{\varphi}_K(n)$  rozwijanej podczas kroczenia w płaszczyźnie strzałkowej ruchu?



**Rys. 3.** Przykład anatomicznej budowy stawu kolanowego człowieka [http://republika.pl/blog\\_ce\\_4246446/5982381/tr/300px](http://republika.pl/blog_ce_4246446/5982381/tr/300px)



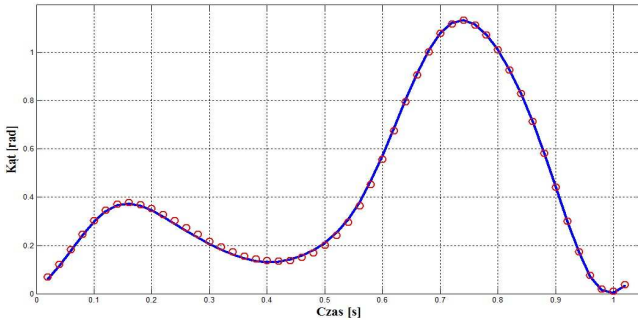
**Rys. 4.** Przebieg kąta względnego  $\varphi_K(n)$  w stawie kolanowym u osób młodych, zdrowych i sprawnych, poruszających się z prędkością naturalną



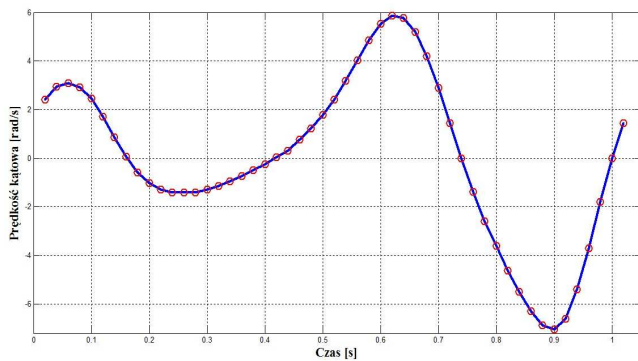
**Rys. 5.** Przebieg prędkości kątowej  $\dot{\varphi}_K(n)$  rozwijanej w stawie kolanowym u osób młodych, zdrowych i sprawnych, poruszających się z prędkością naturalną



Chcąc uzyskać ciągle czasowe wykresy fazowe ( $\dot{\phi}_K(t), \phi_K(t)$ ) określające dynamikę chodu w stawie kolanowym, aproksymowano przebieg kąta względnego  $\phi_K(n)$  i prędkości kątowej  $\dot{\phi}_K(n)$  osób młodych oraz w wieku podeszłym, funkcją szeregu Fouriera VIII rzędu, uzyskując 97% zgodności z przebiegiem wartości dyskretnych (Rys. 6, 7).



**Rys. 6.** Aproksymacja dyskretnego przebiegu kąta względnego  $\phi_K(n)$  w stawie kolanowym osób młodych, zdrowych i sprawnych, szeregiem Fouriera VIII rzędu

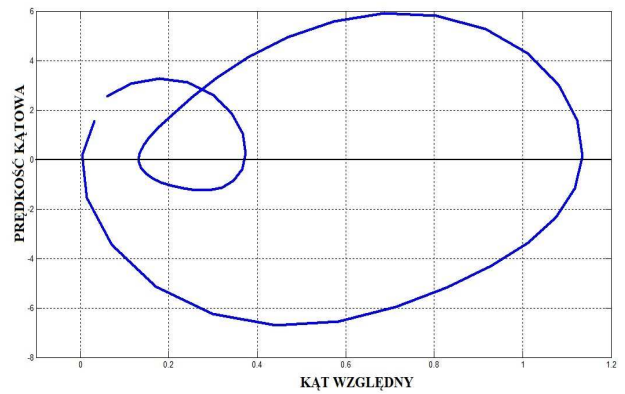


**Rys. 7.** Aproksymacja dyskretnego przebiegu prędkości kątowej  $\dot{\phi}_K(n)$  rozwijanej w stawie kolanowym osób młodych, zdrowych i sprawnych, szeregiem Fouriera VIII rzędu

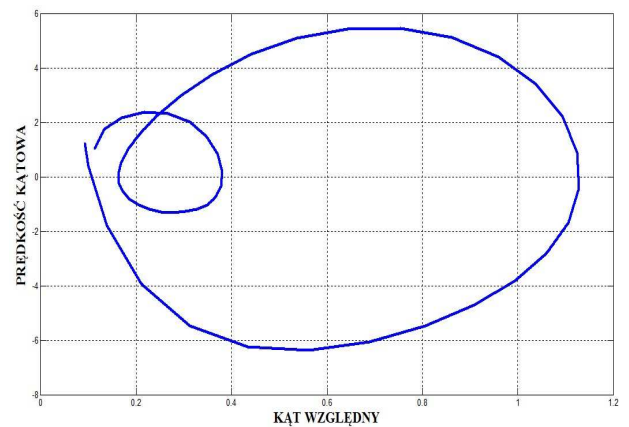
Posiadając ciągle w czasie funkcje przebiegu kąta względnego  $\phi_K(t)$  oraz prędkości kątowej  $\dot{\phi}_K(t)$  rozwijanej w kolanie osób młodych oraz osób w wieku podeszłym, można wygenerować odpowiednie wykresy fazowe opisujące dynamikę aparatu kroczenia w stawie kolanowym (Rys. 8, 9).

Badacze Paul, Gustafsson oraz Lanshammer (Jaworek, 1992) zauważyli, że uzyskiwane tory fazowe na płaszczyźnie Poincarégo pozornie przecinają się w miejscach, które nie są punktami osobliwymi, co przeczy przyjętej regule, że tory fazowe układów II rzędu mogą tylko przecinać się w punktach równowagi. Powyższe wykresy fazowe są dowodem pośrednim na to, że aparat ruchu człowieka jest układem co najmniej III rzędu lub nawet wyższym. W rzeczywistości trajektoria (Rys. 8, 9) nie przecina się,

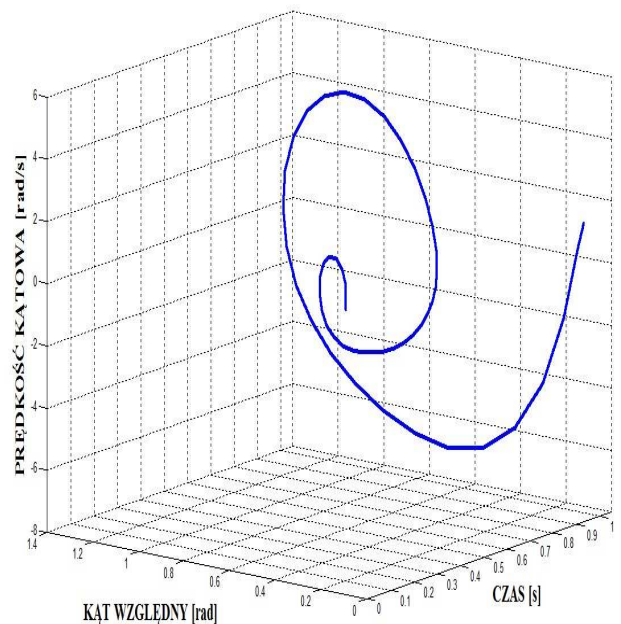
lecz tylko jej rzut z przestrzeni fazowej ( $\dot{\phi}_K, \phi_K, t$ ) (Rys. 10) na płaszczyznę fazową ( $\dot{\phi}_K, \phi_K$ ).



**Rys. 8.** Wykres fazowy stawu kolanowego ( $\dot{\phi}_K(t), \phi_K(t)$ ) osób młodych, zdrowych i sprawnych, poruszających się z naturalną prędkością



**Rys. 9.** Wykres fazowy stawu kolanowego ( $\dot{\phi}_K(t), \phi_K(t)$ ) osób w wieku podeszłym, zdrowych i sprawnych, poruszających się z naturalną prędkością



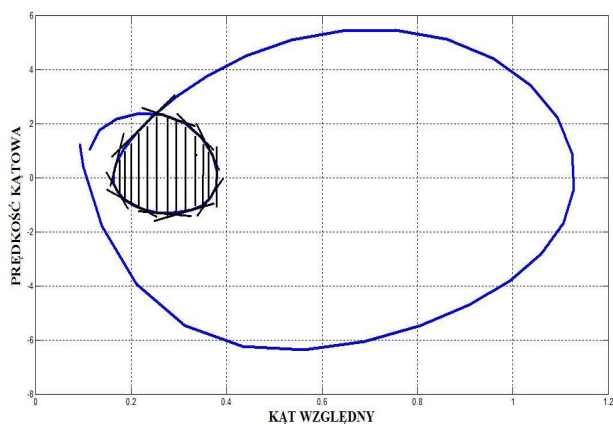
**Rys. 10.** Trajektoria stawu kolanowego w przestrzeni fazowej ( $\dot{\phi}_K, \phi_K, t$ ) osób w wieku podeszłym, zdrowych i sprawnych, poruszających się z naturalną prędkością

#### 4. „EFEKT MOCY WYKRESÓW FAZOWYCH” W ANALIZIE I OCENIE KOORDYNACJI NERWOWO - MIĘŚNIOWEJ APARATU KROCZENIA CZŁOWIEKA

Lokomocja człowieka jest ruchem cyklicznym, anharmonicznym, w którym trajektorie fazowe tworzą dwie pętle (Rys. 8, 9). Mała pętla odpowiada fazie podporowej stopy z podłożem, a duża pętla fazie wymachu kończyny dolnej. „Efekt mocy wykresów fazowych” został opracowany przez autora pracy (Jaworek, 2011), a jego definicja brzmi: „im większa prędkość i częstotliwość kroczenia tym większe jest pole małej pętli na wykresie fazowym”. Autor pracy (Jaworek, 2011) zaobserwował, że mała pętla jest wprost proporcjonalna do mocy rozwijanej w fazie podporowej stopy z podłożem. W fazie tej wykorzystuje się 80% mocy rozwijanej przez główne zespoły mięśniowe w jednym cyklu ruchu.

Autor artykułu wysunął hipotezę badawczą dotyczącą pól małych pętli na wykresie fazowym i-tego stawu nogi człowieka, która brzmi: „... im pole małej pętli na wykresie fazowym i-tego stawu nogi człowieka jest większe, tym koordynacja nerwowo-mięśniowa aparatu kroczenia człowieka jest lepsza...”

Autor twierdzi, że za pomocą mierzenia wielkości pól małych pętli osób badanych, poruszających się z jednakową prędkością w normie, patologii oraz wieku starczym, można ocenić zmianę koordynacji nerwowo-mięśniowej aparatu kroczenia poprzez porównanie poszczególnych pól małych pętli osób badanych w danym czasie eksploatacyjnym (bergsonowskim). Im większe pole małej pętli tym aparat ruchu człowieka potrafi rozwijać większą prędkość lokomocji oraz rozwijać większą moc w mięśniach obsługujących dany staw nogi człowieka, co świadczy o lepszej koordynacji układu nerwowo-mięśniowego nóg człowieka.



Rys. 11. Przykładowa metoda „stycznych” służąca do obliczania pola małej pętli na wykresie fazowym

Wykresy fazowe stawu kolanowego osób młodych, zdrowych i sprawnych (Rys. 8) oraz osób w wieku podeszłym, także zdrowych i sprawnych (Rys. 9), zostały wygenerowane dla stałej, normalnej prędkości i częstotliwości kroczenia. Aparat kroczenia człowieka w wieku podeszłym jest mniej sprawny od aparatu kroczenia osoby młodej, więc pole małej pętli powinno być większe u osób młodych

i sprawnych niż u osób w wieku podeszłym, lecz także zdrowych i sprawnych poruszających się z jednakową prędkością. Autor dokonał obliczeń pól małych pętli dwiema metodami.

Pierwsza metoda jest bardzo pracochłonna, gdyż wymaga poprowadzenia stycznych przez punkty należące do małej pętli (Rys. 11), a następnie obliczenie pola jej wnętrza metodą trapezów (Dreszer i inni, 1971).

Autor znalazł, także inną metodę numeryczno-graficzną, polegającą na oznaczeniu odpowiednich obszarów wykresu dwoma różnymi barwami i wczytania ich do programu Matlab-Simulink w postaci macierzowej. Ze zwykłej proporcji można obliczyć pola pętli bazując na wartościach macierzy przypisanych odpowiednim barwom wykresu. Obie metody dały podobne wyniki, które różniły się o pomijalną wartość  $0.00012 \text{ rad}^2/\text{s}$ .

Pola małych pętli odpowiednio wynoszą:

$$- S_M = 0.701 \frac{\text{rad}^2}{s} \quad \text{– dla osób młodych, zdrowych i sprawnych;}$$

$$- S_S = 0.585 \frac{\text{rad}^2}{s} \quad \text{– dla osób w wieku podeszłym, zdrowych i sprawnych.}$$

Pole małej pętli osób młodych, kroczących z prędkością naturalną jest większe o  $0.116 \text{ rad}^2/\text{s}$  od pola osób starszych, także kroczących z tą samą prędkością.

#### 5. PODSUMOWANIE I WNIOSKI

W pracy przedstawiono własną koncepcję opisu aparatu kroczenia człowieka w przestrzeni stanu. Przedstawiono sposób opisu dynamiki aparatu kroczenia człowieka na płaszczyźnie fazowej, na której trajektorie fazowe są wykreślone na podstawie danych pomiarowych bioobiektu (uzyskanych bezinwazyjnie, np. za pomocą systemu ELITE-3D (Jaworek, 1992)) bez znajomości jego równań ruchu.

Wykorzystano „efekt mocy wykresów fazowych” do oceny zmian dynamiki stawu kolanowego aparatu kroczenia człowieka w czasie bergsonowskim. Wysunięto hipotezę dotyczącą możliwości wykorzystania pól małych pętli na wykresie fazowym do oceny koordynacji nerwowo-mięśniowej aparatu lokomocji człowieka.

Na podstawie otrzymanych wyników, nasuwa się wniosek, że pola małych pętli opisujących m.in. koordynację nerwowo-mięśniową aparatu kroczenia człowieka, zmniejszają się wraz z utratą mocy w mięśniach nóg człowieka (np. spowodowanych starzeniem się układu nerwowo-mięśniowego aparatu kroczenia), a co za tym idzie malejąc opisują spadek ich sprawności i na odwrót.

W dalszych badaniach, można także na podstawie danych pomiarowych osób np. z hemiplegią, umieszczonych w pracy Wintera (1991), wykreślić tory fazowe ich ruchu oraz policzyć pole małej pętli dla każdego ze stawów nóg człowieka i porównać je z polami małych pętli fazowych osób sprawnych.

Metody takie mogą mieć zastosowanie w przyszłości, gdyż są metryzowalne i mogą być wykorzystane w ośrodkach rehabilitacyjnych, do oceny postępów indywidualnej

rehabilitacji np. osób z niedowładem kończyn dolnych, poddanym bezinwazyjnym pomiarom przed rehabilitacją oraz po jej zakończeniu.

**A NEW IDEA OF MODELLING  
AND DYNAMIC ANALYSIS  
OF A MAN WALKING APPARATUS**

**LITERATURA**

1. **Dreszer J., Koch E., Kulesza Cz., Trajdos T., Wojdat M.** (1971), *Matematyka. Poradnik inżyniera*, Wyd. Naukowo-Techniczne, Warszawa.
2. **Jaworek K.** (2011), *Biocybernetyczne metody oceny lokomocji dwunożnej człowieka* (w przygotowaniu do druku w Instytucie Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN).
3. **Jaworek K.** (1992), *Metoda wskaźnikowa oceny lokomocji dwunożnej człowieka na przykładzie chodu i biegu*, Prace Instytutu Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, Zeszyt nr 32, Warszawa.
4. **Kaczorek T. i inni** (2005), *Teoria Sterowania*, Wyd. PWN, Warszawa.
5. **Morecki A., Ekiel J., Fidelus K.** (1979), *Cybernetic systems of limb movements in man, animals and robots*, PWN-Polish Scientific Publishers Warszawa, 1979, Ellis Horwood Limited Publishers. Chester, 1984.
6. **Takahashi Y., Rabins M. J., Auslander D. M.** (1976), *Sterowanie i systemy dynamiczne*, Wyd. Naukowo-Techniczne WNT, Warszawa..
7. **Winter D. A.** (1991), *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*, Ed. by University of Waterloo Press, Ontario, Canada.
8. **Winter D. A.** (2009), *The biomechanics and motor control of human movement*, Fourth Edition, Published by John Wiley & Sons Inc., New Jersey, USA.
9. **Woltring H. J.** (1987), Data acquisition and processing systems in functional movement analysis, *Estratto da Minerva Ortopedica e Traumatologica*, 38-N, 12, 703-716.
10. **Żur K. K., Jaworek K.** (2011), Nowa koncepcja sterowania antropomorficznym robotem kroczącym typu – DAR, *Pomiary. Automatyka. Robotyka, PAR*, Miesięcznik naukowo-techniczny, nr 2, Warszawa, s. 462-473.
11. [http://republika.pl/blog\\_ce\\_4246446/5982381/tr/300px](http://republika.pl/blog_ce_4246446/5982381/tr/300px)

**Abstract:** In this paper a new idea of description and dynamic analysis of a man walking apparatus. Own mathematical model of a man walking apparatus in the space state was presented. Method of phase plane by using „phase effect of diagram” was used. During own investigation of young and old subjects were chosen from monograph elaborated by very famous Canadian investigator D.A. Winter (Winter, 1991, 2009). A new hypothesis about using a small phase loops for assessment of neuro-muscular coordination system of a man was proposed.