

Karol BAGIŃSKI, Jakub WIERCIAK, Danuta JASIŃSKA-CHOROMAŃSKAPOLITECHNIKA WARSZAWSKA, WYDZIAŁ MECHATRONIKI, INSTYTUT MIKROMECHANIKI I FOTONIKI,
ul. Św. A. Boboli 8, 02-525 Warszawa**Symulacyjny model układów wykonawczych robota ortotycznego****Mgr inż. Karol BAGIŃSKI**

Absolwent specjalności Mikromechanika na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej. Od 2011 roku zatrudniony na stanowisku asystenta w Instytucie Mikromechaniki i Fotoniki P. W.



e-mail: karol.baginski@gmail.com

Dr inż. Jakub WIERCIAK

Adiunkt w Zakładzie Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych Politechniki Warszawskiej. Od wielu lat zajmuje się problematyką konstruowania i badania elektrycznych układów napędowych urządzeń precyzyjnych. W ostatnim czasie swoje zainteresowania naukowe koncentruje na zagadnieniach modelowania systemów mechatronicznych. Jest autorem i współautorem ponad 80. artykułów konferencyjnych krajowych i zagranicznych.



e-mail: j.wierciak@mchtr.pw.edu.pl

Streszczenie

W Zakładzie Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej trwają prace nad systemem do pionizacji i realizowania chodu osób z bezwładem kończyn dolnych. Projektowanie urządzenia jest wspomagane badaniami modelowymi. W artykule przedstawiono symulacyjny model elektromechanicznej części systemu opracowany w środowisku *Matlab/SimMechanics*. Model wykorzystano m.in. do wyznaczenia zapotrzebowania energetycznego układów wykonawczych i oceny błędów odwzorowania profilu ruchu.

Słowa kluczowe: robot ortotyczny, model symulacyjny, układy wykonawcze.

Simulation model of actuators of an orthotic robot**Abstract**

In the Division of Design of Precision Devices at the Faculty of Mechatronics of Warsaw University of Technology works there are performed upon a system for verticalisation and substituting gait for people with paresis (Fig. 1). Works are supported with simulation software. Simulation model of the system actuators is described in the paper. The purpose of simulation was to estimate energy consumption of actuators and to assess quality of their movements. Main assumption for the model is that mechanisms activating user's legs are of a planar kind. *Matlab-SimMechanics* mathematical environment was used for modelling. Structure of the model is presented in Fig. 2. Parts of human body are sources of load for actuators as described by eq. (2) and (3). Their parameters are inserted into "body" blocs (Fig. 3), which represent stiff elements of mechanisms in the model. Mechanical contact between the device and a ground was modelled as reaction forces occurring in "foot" parts of the device when distance between them and the ground is less than the assumed value. The drives of actuators employ DC motors equipped with reduction gearboxes (Fig. 4). Typical equations (4) – (9) were used for modelling DC motors and gears. Input signals are reference angular displacements of joints expressed in the form of functions approximating experimental data (Fig. 5). Simulation experiments revealed strong relation between length of gait cycle and energy consumption of actuators (Fig. 6). Reduction gear ratio also influences energy needs as well as quality of the device movements (Fig. 8). The model is being currently modified and enhanced in order to be used at the next stages of design process.

Keywords: wearable robots, simulation modelling, actuators.

Prof. nzw. dr hab. inż. Danuta JASIŃSKA-CHOROMAŃSKA

Ukończyła studia na Wydziale Mechaniki Precyzyjnej PW w 1975r. W 1983r. uzyskała stopień doktora (na Wydziale Mechaniki Precyzyjnej PW), a w 2001r. stopień doktora habilitowanego (na Wydziale Mechatroniki PW). Od 2006 roku kieruje Zakładem Konstrukcji Urządzeń Precyzyjnych w IMiF Wydziale Mechatroniki PW na stanowisku prof. nzw. PW. Jest autorką ponad 120 prac naukowych, w tym 2 monografii dotyczących zagadnień projektowania mechatronicznego.



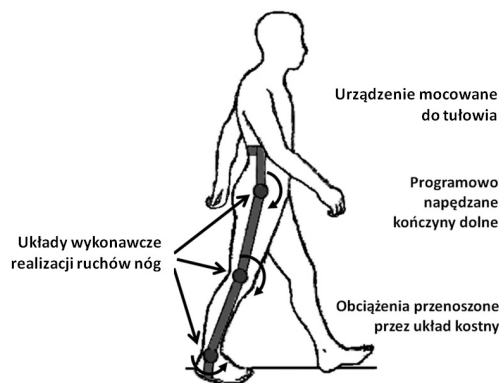
e-mail: danuta@mchtr.pw.edu.pl

1. Wprowadzenie

W wielu ośrodkach badawczych na świecie prowadzone są obecnie prace nad urządzeniami wspomagającymi lub zastępującymi utracone funkcje ruchowe człowieka. Urządzenia te znane są pod anglojęzyczną nazwą *wearable robots*, co w wolnym tłumaczeniu znaczy tyle co „roboty ubierane”. Występują one w trzech odmianach [1]:

- egzozoskielety - wzmacniające siłę ludzkich mięśni ponad ich naturalne możliwości,
- roboty ortotyczne – odtwarzające utracone lub osłabione funkcje ludzkich kończyn,
- roboty protetyczne – zastępujące kończynę po jej amputacji.

Autorzy artykułu wchodzą w skład zespołu pracującego nad konstrukcją robota ortotycznego przeznaczonego dla osób z bezwładem nóg (rys. 1). Budowa tego złożonego systemu mechatronicznego wymaga prowadzenia badań naukowych wspomaganych najnowszymi narzędziami programowymi. W szczególności dotyczy to elektromechanicznego podsystemu urządzenia, którego zadaniem jest realizacja i przenoszenie wymuszeń w postaci założonych profili ruchu na bezwładne kończyny użytkownika. Za konieczne uznano, aby prace konstrukcyjne nad tym podsystemem poprzedzić badaniami symulacyjnymi zmniejszającymi ryzyko przyjęcia niewłaściwych rozwiązań. W artykule przedstawiono pierwszą wersję symulacyjnego modelu układów wykonawczych robota, a także wyniki wstępnych eksperymentów przeprowadzonych z jego użyciem.



Rys. 1. Istota projektu
Fig. 1. Idea of the project

2. Założenia do modelu

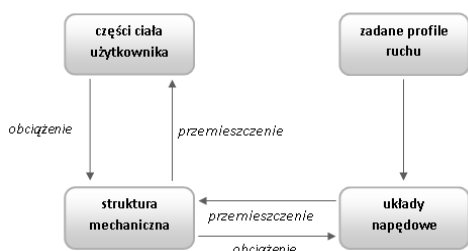
Analiza budowy istniejących robotów ortotycznych [1, 2, 3], a także wyniki wcześniejszych prac posłużyły do sformułowania założeń do opracowywanego modelu.

- Model ma służyć do badania energetycznego zapotrzebowania układów wykonawczych urządzenia oraz oceny stopnia odwzo-

- rowania przyjętych profili ruchu nóg użytkownika.
2. Kinematyczną strukturę robota tworzą dwa jednakowe łańcuchy ramion (oddzielnie dla każdej z nóg) połączonych ze sobą przegubami.
 3. Mechanizm napędzający każdą z nóg jest mechanizmem płaskim, tak więc połączenia ramion mechanizmu mają charakter przegubów walcowych.
 4. Przeguby odpowiadające stawom: biodrowemu, kolanowemu i skokowemu są napędzane za pomocą silników prądu stałego współpracujących z przekładniami redukcyjnymi.

3. Budowa modelu

Jako środowisko do modelowania wybrano oprogramowanie *Matlab/SimMechanics* w szczególny sposób predestynowane do budowania modeli i symulacji działania układów mechanicznych wielociałowych. Na rys. 2 przedstawiono strukturę zbudowanego modelu układów wykonawczych.



Rys. 2. Schemat blokowy modelu symulacyjnego
Fig. 2. Block diagram of the model

3.1. Budowa łańcucha kinematycznego mechanizmów

Podstawowy łańcuch kinematyczny elementów modelu składa się z następujących bloków:

Ground – blok reprezentujący podłoże, będący punktem odniesienia dla pozostałych elementów modelu,

Body – blok reprezentujący część ciała, posiadający masę, określone wymiary i masowe momenty bezwładności,

Joint – blok łączący elementy odpowiadające częściom ciała (*Body*) i reprezentujący przegub o określonych stopniach swobody.

Naturalne stawy człowieka są konstrukcyjnie bardzo złożone. Zazwyczaj mają możliwość obrotu wokół więcej niż tylko jednej osi, a w niektórych, jak w stawie kolanowym, podczas zginania dochodzi także przemieszczenie liniowe. W celu uproszczenia modelu reprezentację stawów naturalnych ograniczono jedynie do przegubów jednoosiowych, pracujących wokół osi prostopadłych do płaszczyzny strzałkowej.

Model symulacyjny nie zapewnia utrzymania równowagi statycznej ani dynamicznej podczas chodu. Z tego powodu wymuszono utrzymywanie pozycji pionowej poprzez narzucenie na tułów więzów, które utrzymują go stale w pozycji prostopadłej względem podłoża.

Modelowanie kontaktu ze środowiskiem

Oprogramowanie *SimMechanics* nie ma funkcji odwzorowującej kontakt systemu z podłożem. W związku z tym należało oddzielnie zamodelować reakcję podłoża odpowiadającą fazie podparcia. W tym celu został stworzony blok, którego zadaniem jest imitacja kontaktu stopy z podłożem. W chwili, gdy odległość pięty lub palców stopy od poziomu przyjętego za poziom ziemi osiąga wartość zerową układ przykłada do stopy siłę przeciwnie skierowaną do siły ciężkości o takiej wartości, aby zapewnić utrzymanie stopy nad poziomem „zero”.

Podobnie zamodelowano blok reprezentujący siłę tarcia stopy o podłoże. Umożliwia on przemieszczanie się tułowia w kierunku chodu dzięki czasowemu blokowaniu ruchu stopy. W określonych doświadczalnie chwilach cyklu chodu, odpowiadających fazie podparcia, do stopy przykładana jest siła skierowana poziomo o takiej wartości, aby zapewnić nieruchomość stopy na ten określony przedział czasu.

W przedstawianym modelu nie uwzględniono jednoczesnego kontaktu obydwu kończyn z podłożem w fazie tzw. podwójnego podparcia. Przewiduje się eliminację tego uproszczenia przy wykorzystaniu prac poświęconych sterowaniu dwunożnych robotów kroczących [4].

3.2. Modelowanie części ciała

Przed przystąpieniem do budowy modelu urządzenia do wspomagania chodu konieczne było zbudowanie modelu ciała człowieka, który odwzorowuje obciążenie statyczne i dynamiczne dla tego urządzenia. W tym celu na podstawie [5] wyznaczono masy, położenia środków ciężkości oraz masowe momenty bezwładności względem trzech osi układu współrzędnych dla kończyn dolnych. Te same wielkości wyznaczono dla części ciała znajdujących się w górnej części tułowia, jednak zredukowano je do jednej masy i odpowiadających jej masowych momentów bezwładności.

Zgodnie z [4] masowe momenty bezwładności poszczególnych części ciała człowieka obliczono korzystając ze wzoru

$$I_i = B_0 + B_1 \cdot m + B_2 \cdot l, \quad (1)$$

w którym: I_i - centralny moment bezwładności względem i -tej osi układu współrzędnych, kgcm^2 , l - całkowita długość ciała, cm , m - masa ciała, kg , B_0 , B_1 , B_2 , - współczynniki dobierane z tablic dla każdej z części ciała.

Wyznaczone w ten sposób wielkości zostały wprowadzone do bloków konstrukcyjnych *Body* modelu, pozwalających przypisać im określone wymiary, masę, momenty bezwładności względem trzech osi układu współrzędnych oraz położenie środka ciężkości. Należy zaznaczyć, że program symulacyjny traktuje takie bloki i ich połączenia jako idealnie sztywne, co w pewien sposób odbiega od właściwości ludzkiego ciała, jednak znacząco upraszcza model i nie ma istotnego wpływu na wyniki symulacji. Z uwagi na przyjęte założenia dotyczące budowy urządzenia, symulowano ruch jedynie w płaszczyźnie strzałkowej, kluczowej dla procesu chodu.

Elementy ludzkiego ciała wprowadzają obciążenia układów napędowych w postaci momentów czynnych i biernych, które pojawiają się podczas chodu.

Momenty czynne

W skład momentów czynnych wchodzi obciążenia będące wynikiem sumy ciężarów F kolejnych części ciała działających na ramieniu r . Długość ramienia tego momentu przyjęto, jako odległość między osią obrotu obciążanego silnika, a kierunkiem siły ciężkości działającej na środek ciężkości danej części ciała. Suma tych momentów od wszystkich części ciała daje w wyniku moment M_{mech}

$$M_{mech} = \sum_i F_i \cdot r_i, \quad (2)$$

który następnie podlega redukcji do wałka silnika.

Momenty bierny

Źródłem obciążeń biernych jest konieczność nadawania częściom ciała odpowiedniego przyspieszenia podczas chodu. Moment bezwładności obciążający dany silnik wyznaczano więc jako sumę momentów bezwładności od wszystkich części ciała zgodnie ze wzorem 3

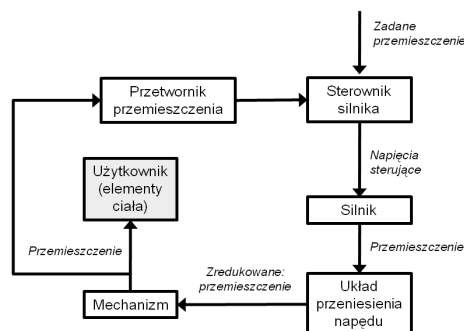
$$J_{ob} = \sum_i I_i + m_i \cdot r_i^2, \quad (3)$$

gdzie: I - masowy moment bezwładności i-tego elementu względem osi poprzecznej, m - masa i-tego elementu ciała, r - odległość osi obrotu danego stawu od środka ciężkości i-tego elementu ciała.

Ponieważ podczas chodu stopa tylko przez pewien okres czasu ma kontakt z podłożem, dlatego tylko w jego trakcie przenoszony jest przez kończynę ciężar tułowia. W fazie wymachu ciężar tułowia przenoszony jest przez drugą kończynę. Chcąc uwzględnić fakt zmiany charakteru obciążeń podczas różnych faz chodu, został zamodelowany układ, którego zadaniem jest uwzględnianie, bądź zerowanie odpowiednich momentów czynnych i biernych zależnie od fazy cyklu chodu.

3.3. Modelowanie układów napędowych

Zgodnie z założeniami do napędu układów wykonawczych urządzenia zastosowano silniki prądu stałego sterowane z użyciem regulatorów PID w położeniowych pętlach sprzężenia zwrotnego (rys. 3).



Rys. 3. Schemat modelowanych układów napędowych
Fig. 3. Block diagram of driver systems

W zbudowanym modelu wykorzystano klasyczny opis matematyczny silnika prądu stałego obejmujący dwa równania równowagi [6] napięć

$$u = R_t i + L \frac{di}{dt} + K_E \omega, \quad (4)$$

i momentów

$$K_T i = (J_s + J_{red}) \frac{d\omega}{dt} + K_D \omega + (M_F + M_{Fred}) \operatorname{sgn}\{\omega\} + M_{red}, \quad (5)$$

w których: u - napięcie zasilania, V, R_t - rezystancja obwodu twornika, Ω , i - prąd twornika, A, L - indukcyjność uzwojenia twornika, H, K_E - stała napięcia, V/rad/s, ω - prędkość kątowa wirnika, rad/s, K_T - stała momentu, Nm/A, J_s - masowy moment bezwładności wirnika, kgm^2 , J_{red} - zredukowany masowy moment bezwładności napędzanych zespołów, kgm^2 , K_D - współczynnik tarcia lepkiego w silniku, Nm/rad/s, M_F - moment tarcia statycznego w silniku, Nm, M_{Fred} - zredukowany moment tarcia obciążenia, M_{red} - zredukowany moment czynny obciążenia.

Aby poprawnie zasymulować układ napędu kończyn, do modelu oprócz silnika wprowadzono także równania opisujące właściwości przekładni [7]:

$$J_{red} = \frac{J_{ob}}{i_p^2 \eta_p}, \quad (6)$$

$$M_{red} = \frac{M_{mech}}{i_p} (\operatorname{sgn}\{M_{mech}\} \operatorname{sgn}\{M_e\}), \quad (7)$$

$$M_{Fred} = \frac{M_{Fob}}{i_p \eta_p}, \quad (8)$$

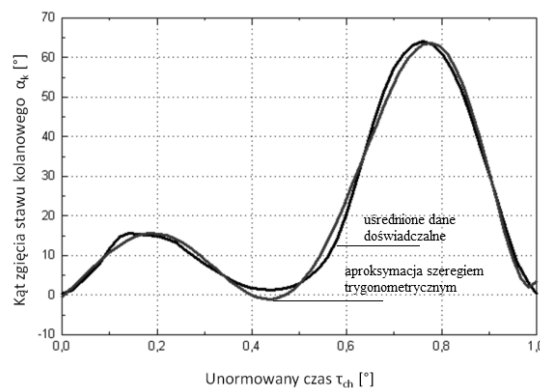
$$\omega_{out} = \frac{\omega_{in}}{i_p}, \quad (9)$$

gdzie: J_{ob} - masowy moment bezwładności ciała człowieka, kgm^2 , i - przełożenie przekładni, za którą umieszczone jest obciążenie, η_p - sprawność użytej przekładni, ω_{out} - prędkość obrotowa na wyjściu przekładni, rad/s, ω_{in} - prędkość obrotowa na wejściu przekładni, rad/s.

3.4. Sygnały odniesienia

Jako sygnały odniesienia dla poszczególnych układów wykonawczych przyjęto aproksymowane funkcjami okresowymi w postaci szeregu Fouriera przebiegi czasowe kątowych przemieszczeń w kolejnych stawach kończyn dolnych zdrowego człowieka podczas chodu (rys. 4). W modelu nie wykorzystywano jednak wszystkich 25 harmonicznych otrzymanych w wyniku aproksymacji, lecz przyjęto kryterium uwzględniania jedynie tych składowych, których amplituda była większa niż 10 procent amplitudy maksymalnej. Spowodowało to zmniejszenie wierności naśladowania chodu naturalnego, ale pozwoliło znacząco zmniejszyć ilość obliczeń podczas badań modelowych. Zwiększanie liczby harmonicznych w funkcjach aproksymujących poprawia dopasowanie do krzywych doświadczalnych, ale lokalnie może powodować utratę monotoniczności funkcji, a tym samym wypaczać istotę niektórych fragmentów cyklu chodu.

Zamiast funkcji okresowych do aproksymacji danych pomiarowych można użyć także innych funkcji np. wielomianowych [8].



Rys. 4. Przebiegi kąta zgięcia nogi w stawie kolanowym podczas chodu
Fig. 4. Knee flexion angle during gait cycle

4. Eksperymenty symulacyjne

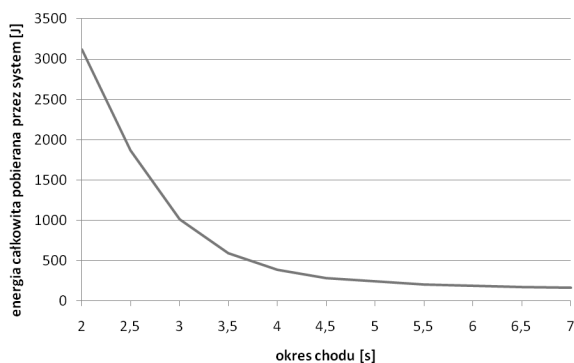
Podczas prac konstrukcyjnych nad urządzeniem do wspomaganie chodu osób niepełnosprawnych istotnym zagadnieniem jest ocena energetycznego zapotrzebowania systemu bezpośrednio wpływająca na przydatność urządzenia do autonomicznego działania w warunkach zasilania ze źródła noszonego przez użytkownika. Zaplanowano zbadanie zależności ilości energii zużywanej przez układy wykonawcze od prędkości chodu oraz od przełożenia przekładni. W drugim przypadku zbadano również wpływ zmiany przełożenia na wierność odwzorowania założonych profili ruchu.

4.1. Zużycie energii w funkcji prędkości chodu

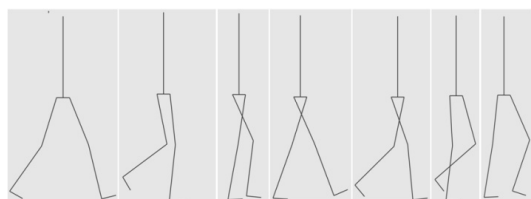
Pierwsza część badań symulacyjnych obejmowała pomiar całkowitej energii pobieranej przez system wspomaganie chodu. W skład systemu wchodziło sześć silników Maxon RE 65 [9] wraz

z przekładniami. W stawie biodrowym zastosowano przekładnię redukcyjną o przełożeniu $i=50$, w stawie kolanowym o $i=200$, a w stawie skokowym o przełożeniu $i=100$. Sprawność powyższych przekładni przyjęto na poziomie $\eta=0,5$, co stanowi wartość niższą niż katalogowa, jednak zaniżono ją celowo z uwagi na nieuwzględnianie w modelu oporów tarcia w stawach oraz elementach urządzenia.

Parametrem powyższych badań symulacyjnych był okres chodu, który zmieniano w zakresie od 2 do 7 s w odstępach co 0,5 s. We wszystkich przypadkach, niezależnie od prędkości chodu, uzyskiwane długości kroku oraz założone przemieszczenia kątowe w stawach były jednakowe. Otrzymane wyniki zobrazowane na wykresie (rys. 5) obrazują charakter zmian zapotrzebowania energetycznego układu w trakcie jednego cyklu chodu w zależności od długości trwania tego cyklu. Największe zużycie energii występuje przy szybkim chodzie, gdyż znacząco wzrasta wówczas obciążenie napędów momentami bezwładności od przyspieszanych i hamowanych mas. Na rys. 6 przedstawiono symbolicznie położenia poszczególnych członów mechanizmu urządzenia w pojedynczym cyklu chodu wybrane, jako kadry z animacji stanowiącej jedną z form prezentacji wyników.



Rys. 5. Wykres zależności energii pobieranej przez system podczas jednego okresu chodu od długości tego okresu
Fig. 5. A graph of the energy consumed by the system during one gait cycle as a function of the length of the cycle



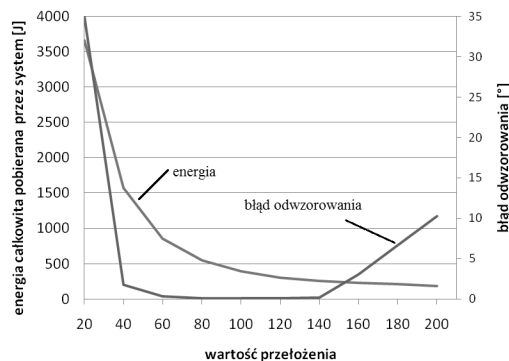
Rys. 6. Położenia członów mechanizmu podczas cyklu chodu
Fig. 6. The positions of segments during the gait cycle

4.2. Zużycie energii w funkcji przełożenia przekładni

W drugiej części badań skupiono się na ocenie wpływu przełożenia przekładni na zapotrzebowanie energetyczne i dokładność odwzorowania narzuconych przebiegów kątowych w napędzanych stawach. Z uwagi na identyczność budowy wszystkich napędzanych stawów symulację przeprowadzono tylko dla stawu kolanowego. W trakcie symulacji posłużono się parametrami silnika EC 60 firmy Maxon o mocy 400 W [9]. Zbadano pracę systemu dla przełożeń od $i=20$ do $i=200$ przy skoku co 20. Głównym celem badania było określenie trendu zmian zużycia energii wraz ze zmianą przełożenia przy stałej wartości okresu cyklu chodu.

Ocenić poddano także wpływ przełożenia przekładni na jakość odwzorowania założonych profili ruchu. Jako kryterium jakości przyjęto maksymalną wartość błędu kątowego występującą w pełnym cyklu chodu.

Na rys. 7 przedstawiono zbiorcze wyniki badania zapotrzebowania energetycznego i błędu odwzorowania ruchu w funkcji przełożenia przekładni redukcyjnej.



Rys. 7. Wykres zapotrzebowania energetycznego i błędu odwzorowania ruchu w funkcji przełożenia przekładni redukcyjnej

Fig. 7. A graph of energy demand and position error as a function of gear ratio

5. Podsumowanie i wnioski

Opisany model jest pierwszą, wstępną wersją narzędzia programowego, które wspomaga prace projektowe nad systemem do pionizacji i wspomagania chodu osób z bezwładem nóg. Jednak już wykazał swoją przydatność do badań pomagających w doborze konstrukcyjnych parametrów układów wykonawczych i ocenie energetycznego zapotrzebowania systemu. Rozwój tego modelu jest ukierunkowany na umożliwienie badania zachowania systemu przy różnych rozwiązaniach konstrukcyjnych układów wykonawczych, analizę zachowania urządzenia w zmieniającym się środowisku oraz ocenę wpływu indywidualnych cech użytkownika na jego pracę. Ponadto ma on za zadania umożliwić konstruktorom dobór rozwiązań najbardziej korzystnych pod względem stawianych temu urządzeniu wymagań, w szczególności dotyczących zapotrzebowania energetycznego i wierności odtwarzania naturalnych ruchów człowieka.

Przedstawione prace zostały zrealizowane w ramach projektu "ECO Mobilność" nr UDA-POIG.01.03.01-14-154/09-00 finansowanego ze środków Unii Europejskiej.

6. Literatura

- [1] Pons J. L.: Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. Wyd. John Wiley & Sons, 2008.
- [2] Guizzo E., Goldstein H.: The rise of the body bots. IEEE Spectrum, vol. 42, no. 10, październik 2005, s. 50-56.
- [3] Dollar A. M., Herr H.: Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-art. IEEE Transactions On Robotics, vol. 24, no. 1, luty 2008.
- [4] Grizzle J. W., Chevallereau C., Ames A. D., Sinnet R. W.: 3D bipedal robotic walking: models, feedback control, and open problems. NOLCOS, Bologna, 2010.
- [5] Bober T., Zawadzki J.: Biomechanika układu ruchu człowieka. Wydawnictwo BK, Wrocław 2006.
- [6] T. Kenjo, C. Nagamori: Dvigateli postojannogo toka s postojannymi magnitami. Énergoizdat, Moskva 1989.
- [7] Oleksiuk W.: Wybrane zagadnienia z podstaw konstrukcji urządzeń precyzyjnych. WPW, Warszawa 1976.
- [8] Ames A. D., Vasudevan R., Bajcsy R.: Human-Data Based Cost of Bipedal Robotic Walking. Hybrid Systems: Computation and Control (HSCC), 2011.
- [9] Katalog silników firmy Maxon 2010-2011.