

ALGORYTM STEROWANIA NAPĘDU MIKROPOMPY PULSACYJNEJ

Sebastian Bartel

Politechnika Śląska w Gliwicach, Katedra Mechatroniki

Streszczenie. W niniejszym artykule przedstawiono projekt mikropompy pulsacyjnej napędzanej elektromagnetycznie będącej urządzeniem sztucznego serca typu TAH. Zaproponowano algorytm sterowania który umożliwi uzyskanie dowolnego kształtu ciśnień wylotowych i w tym charakterystyki ciśnień zbliżonych do naturalnego cyklu hemodynamicznego.

Słowa kluczowe: system sterowania, napęd elektromagnetyczny, mikropompa, sztuczne serce

THE ALGORITHM OF THE PULSATILE MICROPUMP DRIVE CONTROL SYSTEM

Abstract. In this article is shown the construction and the algorithm of control system of the electromagnetically driven blood micropump. The discussed micropump is a device of an TAH device type. The blood flow pressure characteristic of the micropump drive can be modeled by using the proposed control algorithm, and the humans natural hemodynamic cycle can be generated.

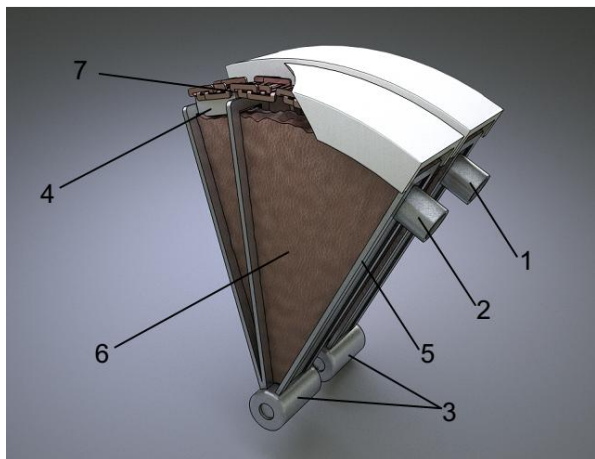
Keywords: control system, electromagnetic drive, micropump, artificial heart

Wstęp

W niniejszej pracy przedstawiono budowę oraz zasadę działania mikropompy pulsacyjnej napędzanej elektromagnetycznie do przetaczania krwi, będącej urządzeniem typu TAH (ang. *Total Artificial Heart*). Zaproponowano również algorytm sterowania dla napędu omawianej mikropompy. Konstrukcja napędu mikropompy oparta jest o konstrukcję silnika VCM (ang. *Voice Coil Motor*), natomiast zadaniem algorytmu sterowania jest możliwość dowolnego kształtowania charakterystyk momentu obrotowego i tym samym ciśnień wylotowych przetaczanej cieczy. Dzięki możliwości dowolnego kształtowania charakterystyk ciśnień wylotowych umożliwi odwzorowanie naturalnego cyklu hemodynamicznego ludzkiego serca [1].

1. Mikropompa pulsacyjna napędzana elektromagnetycznie

Na poniższym rysunku (rys. 1) przedstawiono przestrzenny model mikropompy pulsacyjnej napędzanej elektromagnetycznie. Mikropompa ta składa się z lewego wlotu/wylotu (1 i 2) przetaczanej cieczy, łożysk (3) łączących ze sobą wirnik z magnesem neodymowym (4) oraz część nieruchomą oznaczoną jako (5). Numerem (6) oznaczono elastyczną membranę mieszka która pod wpływem zmiany położenia wirnika zmienia swoją objętość, natomiast numerem (7) oznaczono uzwojenia stojana napędu mikropompy. Szczegółowy opis budowy został przedstawiony w artykule pt. „Przegląd wybranych konstrukcji i koncepcja elektromagnetycznej pompy pulsacyjnej krwi z metodą sterowania” [2].



Rys. 1. Mikropompa pulsacyjna napędzana elektromagnetycznie

1.1. Napęd mikropompy pulsacyjnej

Na rysunku 2 przedstawiono napęd mikropompy gdzie numerem (1) oznaczono magnes trwały umiejscowiony w wirniku napędu, natomiast numerem (2) oznaczono uzwojenie stojana podzielone na pięć sekcji ($S_1 - S_5$) po 4 niezależnie sterowane cewki. Numerem (3) oznaczono kierunki wektorów magnetyzacji dla biegunów magnesu neodymowego. Na rysunku 3 przedstawiono schemat blokowy układu wszystkich pięciu sekcji oraz schemat zastępczy dla poszczególnych sekcji. Każda z sekcji podzielone zostały na cztery niezależnie sterowane cewki. Napięcie zasilania poszczególnych cewek oznaczono jako $u_n(t)$, rezystancję oraz indukcyjność odpowiednio jako R_n , L_n oraz napięcie indukowane w uzwojeniu danej cewki jako e_n , gdzie symbolem „ n ” oznaczono kolejny numer cewki w sekcji od 1 do 4.

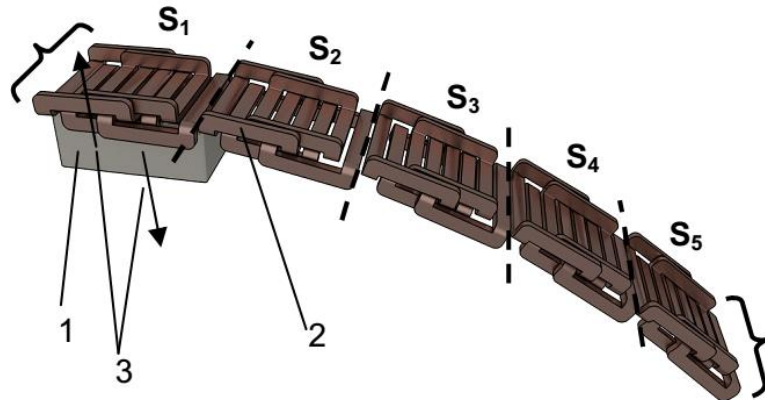
Poniżej przedstawiono macierz indukcyjności dla pojedynczej sekcji:

$$\mathbf{L}_{Sx} = \begin{bmatrix} L_1 & L_{12} & L_{13} & L_{14} \\ L_{21} & L_2 & L_{23} & L_{24} \\ L_{31} & L_{32} & L_3 & L_{34} \\ L_{41} & L_{42} & L_{43} & L_4 \end{bmatrix} \quad (1)$$

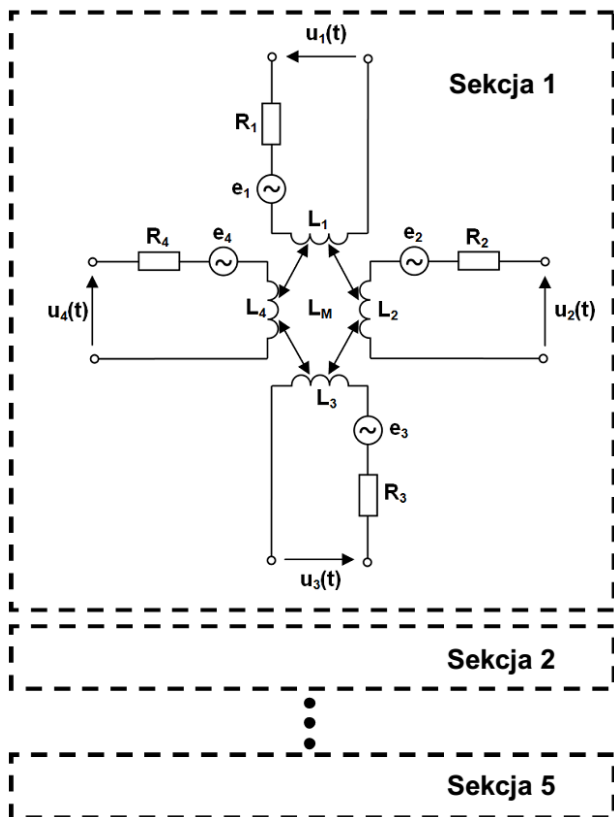
gdzie jako „ x ” oznaczono kolejny numer sekcji od 1 do 5. Poszczególne indukcyjności własne cewek w sekcji oznaczono odpowiednio jako L_1 , L_2 , L_3 , L_4 natomiast indukcyjności wzajemne oznaczono podwójnym indeksem numerowanym od indeksów przylegających ze sobą cewek, czyli indukcyjność wzajemną cewki 1 i 2 oznaczono jako L_{12} . Ze względu na ukształtowanie oraz taką samą liczbę zwoi w poszczególnych cewkach przyjęć można, że indukcyjności wszystkich cewek są sobie równe. Macierz indukcyjności wzajemnej między sekcjami oznaczono jako L_m i przedstawiono poniżej:

$$\mathbf{L}_m = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & L_{41} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

gdzie: L_{41} to indukcyjność wzajemna pomiędzy czwartą cewką sekcji poprzedniej a pierwszą cewką sekcji następczej.



Rys. 2. Napęd mikropompy pulsacyjnej



Rys. 3. Schemat zastępczy dla poszczególnych sekcji

Natomiast macierz rezystancji dla pojedynczej sekcji przedstawia równanie 3.

$$R_{Sx} = \begin{bmatrix} R_1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & R_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & R_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & R_4 \end{bmatrix} \quad (3)$$

gdzie: R_1, R_2, R_3, R_4 to odpowiednio rezystancje poszczególnych cewek w sekcji „x”.

$$u_{Sx} = [u_1 \quad u_2 \quad u_3 \quad u_4]^T \quad (4)$$

$$i_{Sx} = [i_1 \quad i_2 \quad i_3 \quad i_4]^T \quad (5)$$

$$e_{Sx} = [e_1 \quad e_2 \quad e_3 \quad e_4]^T \quad (6)$$

Powyżej przedstawiono trzy równania przedstawiające kolejno macierz napięć sterujących poszczególnymi cewkami dla sekcji „x” (4), macierzy prądów w poszczególnych gałęziach sekcji oznaczanej jako (5) oraz macierzy napięć indukowanych w cewkach (6). Na podstawie powyższych macierzy indukcyjności (1) oraz (2) dla poszczególnych sekcji utworzono macierz indukcyjności całego napędu mikropompy, którą przedstawiono poniżej:

$$L = \begin{bmatrix} L_1 & L_{12} & L_{13} & L_{14} & \dots & 0 & \dots & 0 \\ & L_2 & L_{23} & L_{24} & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ & & L_3 & L_{34} & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ \text{sym} & & & L_4 & L_{41} & \dots & \dots & \vdots \\ \dots & L_{41} & L_1 & L_{12} & L_{13} & L_{14} & \dots & \vdots \\ & & & L_2 & L_{23} & L_{24} & \dots & \vdots \\ 0 & & & & L_3 & L_{34} & \dots & \vdots \\ \vdots & & & & & & \dots & \vdots \\ 0 & \dots & & & \text{sym} & & & L_{S5} \end{bmatrix} \quad (7)$$

W całkowitej postaci równanie różniczkowe opisujące napęd mikropompy pulsacyjnej przedstawiono poniżej:

$$\frac{d}{dt} i = \begin{bmatrix} L_{S1} & L_m^T & \dots & \dots & 0 \\ L_m & L_{S2} & L_m^T & \dots & \vdots \\ \vdots & L_m & L_{S3} & L_m^T & \vdots \\ \vdots & \dots & L_m & L_{S4} & L_m^T \\ 0 & \dots & \dots & L_m & L_{S5} \end{bmatrix}^{-1} \cdot \begin{bmatrix} e_{S1} \\ e_{S2} \\ e_{S3} \\ e_{S4} \\ e_{S5} \end{bmatrix} \quad (8)$$

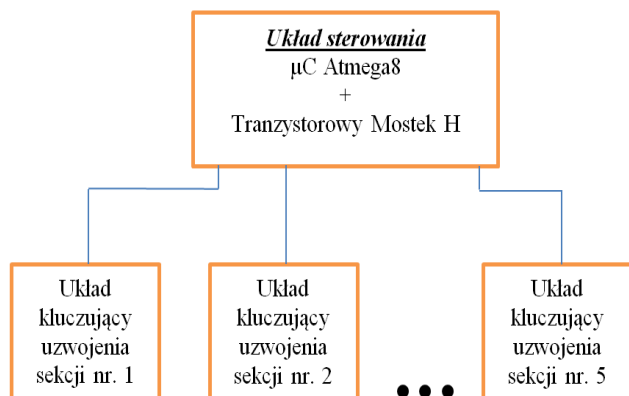
$$\begin{bmatrix} u_{S1} \\ u_{S2} \\ u_{S3} \\ u_{S4} \\ u_{S5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{S1} & \dots & 0 \\ & R_{S2} & \dots & \vdots \\ & & R_{S3} & \dots & \vdots \\ \vdots & \dots & & R_{S4} & \vdots \\ 0 & \dots & & & R_{S5} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} i_{S1} \\ i_{S2} \\ i_{S3} \\ i_{S4} \\ i_{S5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} e_{S1} \\ e_{S2} \\ e_{S3} \\ e_{S4} \\ e_{S5} \end{bmatrix}$$

2. Algorytm sterowania napędem mikropompy

Implementacja algorytmu sterowania oparta została o programowalny mikrokontroler Atmega8.

Schemat blokowy przedstawiony na rysunku 4 składa się z części nadrzędnej czyli układu sterowania złożonego z mikrokontrolera programowalnego Atmega8 firmy Atmel oraz pełnego mostka tranzystorowego typu „H”. Następnie każda z pięciu sekcji posiada własny układ kluczujący poszczególne

uzwojenia w sekcji. Zaproponowany układ sterowania z wykorzystaniem mikrokontrolera umożliwia płynną regulację wartości oraz kierunku prądu zasilania dla poszczególnych uzwojeń w danej sekcji. Opisana szerzej konstrukcja mikropompy pulsacyjnej napędzanej elektromagnetycznie w artykule pt. „Przegląd wybranych konstrukcji i koncepcja elektromagnetycznej pompy pulsacyjnej krwi z metodą sterowania” [2] bazuje na wykorzystaniu wielu niezależnie sterowanych cewek stojana oraz wirnika złożonego z jednego lub kilku magnesów neodymowych.



Rys. 4. Schemat blokowy sterowania poszczególnymi sekcjami napędu mikropompy

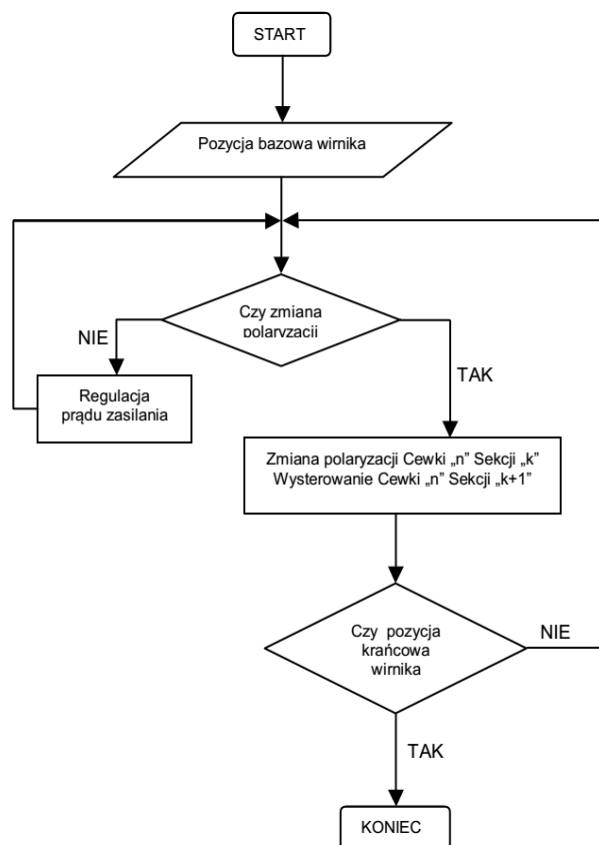
Algorytm sterowania polega na regulacji wartości prądu zasilania dla poszczególnych cewek danej sekcji w zależności od kąta położenia wirnika. Dla pozycji bazowej wirnika gdzie jego kąt wychylenia równy jest 0° , aktywna jest sekcja pierwsza oraz wartość prądu zasilania dla wszystkich czterech cewek tej sekcji równy jest 400 mA. Dla przemieszczenia kąтового wirnika z pozycji bazowej o $1,18^\circ$ następuje przejście środka bieguna magnesu trwałego między bokami sąsiadujących ze sobą cewek 1 oraz 2. W tej pozycji następuje odwrócenie polaryzacji napięcia zasilania cewki 1 sekcji pierwszej oraz załączenie cewki 1 sekcji drugiej, przy czym wartość prądu zasilania dla obu cewek regulowana jest płynnie od wartości 333 mA do 400 mA w przedziale kątowym od $1,18^\circ$ do $2,36^\circ$. Po osiągnięciu pozycji kątovej wirnika równej $2,36^\circ$ następuje odwrócenie polaryzacji oraz załączenie dla kolejnych cewek sekcji pierwszej oraz sekcji drugiej, aż do momentu pełnego wystrojenia sekcji nr 2 czyli osiągnięciu przez wirnik pozycji kątovej równej $4,72^\circ$. Następnie algorytm powtarzany jest dla kolejnych sekcji 3, 4, oraz 5 czyli do osiągnięcia maksymalnego wychylenia wirnika napędu mikropompy.

Na rysunku 5 przedstawiono uproszczony schemat blokowy omawianego algorytmu sterowania napędem mikropompy.

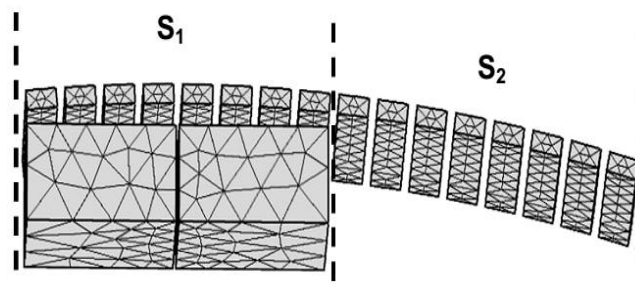
Na rysunku 6 dla lepszego zobrazowania przedstawiono fragment całego napędu mikropompy pulsacyjnej uproszczonego do dwóch sekcji.

Zakres kątovej przemieszczenia wirnika między jedną a drugą sekcją wynosi $4,72^\circ$ przy czym co $1,18^\circ$ następuje przejście środka bieguna magnesu trwałego między kolejnymi bokami cewek. Przejście środka bieguna przez kolejną parę uzwojeń wymusza zmianę polaryzacji sąsiednich uzwojeń, czego zadaniem jest układ sterowania.

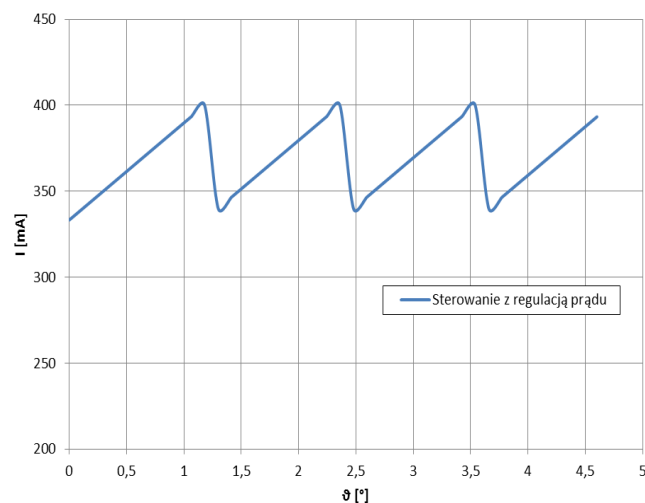
Na rysunku 7 przedstawiono charakterystykę modelowanego prądu zasilania dla poszczególnych cewek twornika w funkcji kąta położenia wirnika. W każdym przejściu wirnika przez kolejne uzwojenie czyli co $1,18^\circ$ następuje płynna regulacja prądu zasilania cewki w przedziale od 333 mA do 400 mA przy zakresie kątovej od 0° do $1,18^\circ$.



Rys. 5. Uproszczony schemat blokowy algorytmu sterowania napędem mikropompy

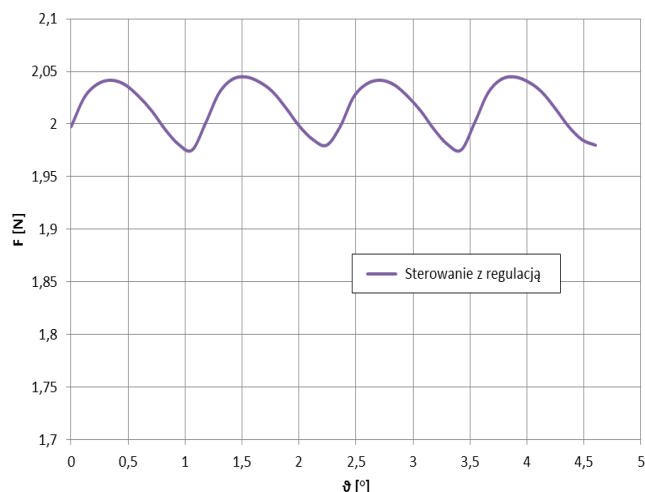


Rys. 6. Uproszczony napęd mikropompy

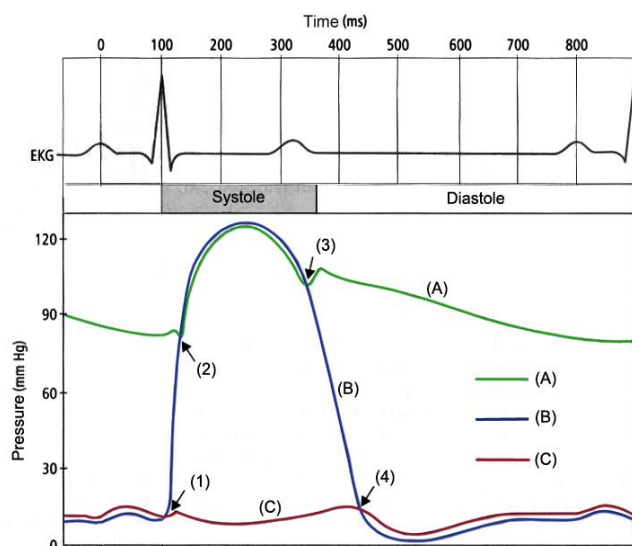


Rys. 7. Charakterystyka modelowanego prądu zasilania niezależnych uzwojeń stojana w funkcji kąta położenia wirnika

Na poniższym rysunku przedstawiono charakterystykę siły działającej na wirnik napędu mikropompy w funkcji położenia kąowego tego wirnika dla prezentowanego typu sterowania.



Rys. 8. Charakterystyka siły działającej na wirnik w funkcji kąta położenia wirnika



Rys. 9. Przykładowa charakterystyka ludzkiego cyklu hemodynamicznego

Charakterystykę modelowanego prądu oraz charakterystykę siły działającej na wirnik przedstawiono dla ograniczonego zakresu kąowego od 0° do $4,72^\circ$ czyli dla przejścia magnesu neodymowego z jednej sekcji do drugiej. Uproszczenie to jest możliwe dzięki modułowości napędu mikropompy gdzie kolejne sekcje są takie same. Natomiast pełny zakres wychyleń kąowego dla wirnika napędu wynosi od 0° do 28° . Dzięki wykorzystaniu tego typu sterowania możliwa jest płynna regulacja położenia wirnika co skutkuje płynną zmianą objętości komór mikropompy pulsacyjnej. Zmiana objętości sztucznych komór ma wpływ na modelowane ciśnienie wyrzutowe mikropompy. Dzięki takiemu napędowi z prezentowanym układem sterowania możliwe jest dowolne modelowanie ciśnień wylotowych sztucznego serca oraz charakterystyk ciśnień zbliżonych do naturalnego ludzkiego tętna zwanego hemodynamicznym.

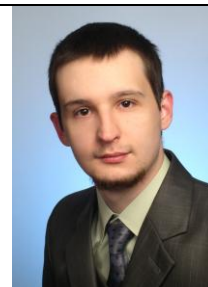
Przykładowy cykl hemodynamiczny przedstawiono na rysunku 9. Szczegółowy opis zasady działania oraz budowy sztucznych komór przedstawiono w artykule pt. „Przegląd wybranych konstrukcji i koncepcja elektromagnetycznej pompy pulsacyjnej krwi z metodą sterowania” [2].

Literatura

- [1] Bartel S., Trawiński T.: Design issues of electromagnetic micropump. 15th International Workshop on Research and Education in Mechatronics (REM), 9–11 September 2014, El Gouna, Egypt.
- [2] Bartel S.: Przegląd wybranych konstrukcji i koncepcja elektromagnetycznej pompy pulsacyjnej krwi z metodą sterowania. Elektryka Zeszyt 4 (232).
- [3] Mitamura Y., Mori Y.: Magnetic Fluid-Driven Artificial Hearts. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006, IFMBE Proceedings, 14/2007, 4149–4152.
- [4] Trawiński T., Kluszczyński K., Kołton W.: Model obwodowy dwuuzwojowego silnika VCM dla systemów pozycjonowania głowic dysków twardych. Przegląd Elektrotechniczny 12b/2011, 184–187.
- [5] Trawiński T.: Verification of the mathematical model of Voice Coil Motor with high range of angular motion. Research and Education in Mechatronics KTH, Stockholm, Sweden, June 15–16, 2006.

Mgr inż. Sebastian Bartel
e-mail: sebastian.bartel@polsl.pl

Sebastian Bartel urodzony 24 lutego 1983. Ukończył studia na Wydziale Elektrycznym Kierunku Elektrotechnika o specjalizacji Systemy Mechatroniczne. Opiekunem naukowym jest dr hab. inż. Tomasz Trawiński.



otrzymano/received: 08.12.2015

przyjęto do druku/accepted: 01.07.2016