MECHANIKA
CZASOPISMO TECHNICZNE
TECHNICAL TRANSACTIONS
MECHANICS
WYDAWNICTWO POLITECHNIKI KRAKOWSKIEJ
6-M/2012
ZESZYT 11
ROK 109
ISSUE 11
YEAR 109

JANUSZ TARNOWSKI*, STANISŁAW RUMIAN**

BADANIA DOŚWIADCZALNE PROTOTYPU BIOPOMPY WSPOMAGAJĄCEJ PRACĘ SERCA

EXPERIMENTAL INVESTIGATIONS OF THE PROTOTYPE BOOSTER BIO-PUMP FUNCTION OF THE HEART

Streszczenie

Przedmiotowe badania zostały przeprowadzone na jednym z prototypów pompy wspomagającej pracę serca z wykorzystaniem mięśnia szkieletowego. Głównym celem badań było znalezienie optymalnych zakresów pracy sterownika pompy oraz oszacowanie jej efektywnej sprawności. Badania były wykonane z wykorzystaniem szybkiej kamery wideo i komputerowej analizy obrazu.

Słowa kluczowe: *biopompa*, *wspomaganie pracy serca*

Abstract

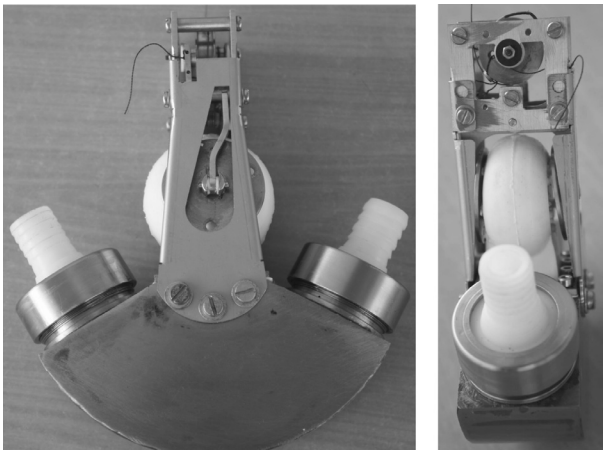
These studies were carried out on one of the prototype booster pump function of the heart with skeletal muscle. The main objective of this study was to find the optimum operating range of the pump and driver and to estimate of its effective performance. Tests were performed using fast video cameras and computer image analysis.

Keywords: *bio-pump*, *power of heart*

* Dr inż. Janusz Tarnowski, Instytut Mechaniki Stosowanej, Wydział Mechaniczny, Politechnika Krakowska.
** Dr Stanisław Rumian, Międzyuczelniane Centrum Nowych Technik i Technologii Medycznych.

1. Wstęp

Człowiek z niewydolnym układem krążenia potrzebuje w przypadkach kryzysowych wspomagania pracy tego układu. Zastosowanie rozrusznika serca może być w wielu sytuacjach niewystarczające. Pomocne może okazać się włączenie do pracy dodatkowej małej pompy wszczepionej na stałe pacjentowi. Dużym problemem może być napęd takiej pompy. Koncepcja wykorzystania mięśnia szkieletowego do wspomagania pracy serca jest znana od dawna [1] i ma wiele zalet [2–4]. Główną zaletą jest brak konieczności dostarczania energii z zewnątrz do napędu pompy – potrzebna jest tylko energia do zewnętrznej stymulacji mięśnia napędzającego. Badania nad prototypami takich rozwiązań były już prowadzone, również z udziałem autorów [5]. Opisane w artykule badania eksperymentalne stanowią część prac prowadzonych w Międzyuczelnianym Centrum Nowych Technik i Technologii Medycznych w Krakowie mających na celu dobór optymalnej konstrukcji i sterowania biopompy wspomagającej pracę serca z wykorzystaniem mięśni szkieletowych. Podstawą dotychczasowych konstrukcji biopomp jest worek krwisty, na którym w różny sposób modelowano mięsień szkieletowy. Większość dotychczasowych konstrukcji była oparta na zasadzie owinięcia worka krwistego, wyposażonego w zastawki kierunkowe, mięśniem szkieletowym, do którego podłączano system rozrusznikowy. Konstrukcje te mają jednak wady praktycznie eliminujące zastosowania kliniczne. Chcąc ograniczyć te wady przyjęto oryginalne założenie w stosunku do istniejących rozwiązań konstrukcyjnych – zmieniono sposób napędu biokomory przez mięsień szkieletowy. Postanowiono wykorzystać siłę skracania mięśnia, rezygnując tym samym z koncepcji uciskania komory przez masę mięśniową.



Rys. 1. Badany model biopompy

Fig. 1. The tested model of bio-pump

Obecnie prowadzone są badania nad kilkoma konstrukcjami. Jedną z takich konstrukcji jest pompa bloczkowo-nożycowa, która jest przedmiotem opisanych w artykule badań eksperymentalnych. Na rys. 1 pokazano badany model prototypu pompy. Praca biopom-

py dzieli się na dwie fazy: tłoczenia oraz ssania. W fazie tłoczenia napinający się mięsień poprzez przekładnię bloczkową napędza mechanizm nożycowy. Powoduje to ściskanie worka roboczego. Pod wpływem napływu i wzrostu ciśnienia medium roboczego dochodzi do ściskania worka krwistego i tłoczenia krwi do przewodu tłocznego. Kierunek przepływu krwi znajdującej się wewnątrz worka krwistego regulowany jest przez zastawki mechaniczne. Faza ssania rozpoczyna się w chwili, gdy mięsień przestaje oddziaływać na układ. Sprężyna umieszczona w mechanizmie nożycowym rozwiera ramiona z talerzykami, na których rozpięty jest worek roboczy, powodując przepływ medium do worka roboczego, jednocześnie generując podciśnienie w przestrzeni roboczej. W efekcie worek krwisty zaczyna się rozkurczać i zasysać krew wpływającą przez konektor wlotowy.

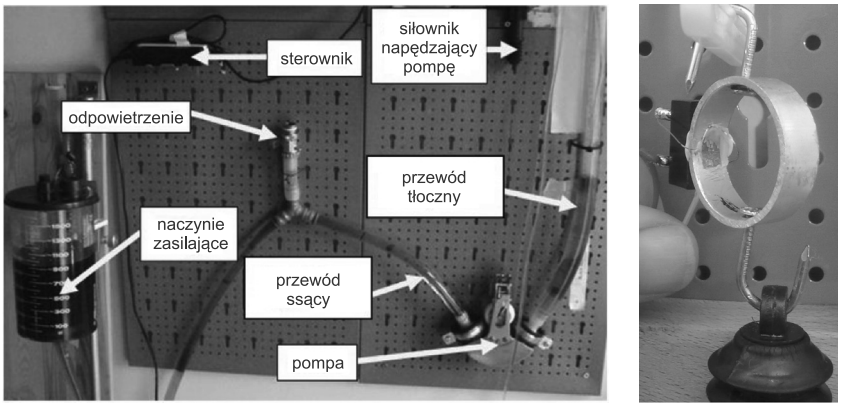
2. Opis badań eksperymentalnych

Opisana powyżej konstrukcja bloczkowo-nożycowa została zastosowana po wstępnej optymalizacji do budowy prototypu, który został poddany opisanym dalej badaniom eksperymentalnym. Ten etap badań miał dwa cele:

– optymalizację sterowania pompą,
– estymację sprawności pompy.

Badania zostały wykonane w Laboratorium Międzyuczelnianego Centrum Nowych Technik i Technologii Medycznych w Krakowie.

Stanowisko pomiarowe (rys. 2, lewa strona) zostało wykonane na podwieszanej tablicy montażowej. W jego skład wchodziły: siłownik elektryczny symulujący pracę mięśnia szkieletowego (sterowany regulowanym sygnałem ze sterownika PWM), prototyp biopompy wraz z wykonanymi z elastycznych przeźroczystych przewodów, ssącego i tłocznego z przymiarem liniowym oraz zbiornika roztworu gliceryny. Sterownik umożliwiał podawanie impulsów o zadanej częstotliwości i czasie trwania. Pomiędzy siłownikiem a napędem biopompy umieszczono linkę łączącą (niewidoczna na rysunku), a w niektórych próbach również wykonany na podstawie układu mostka tensometrycznego czujnik siły. Układ został napełniony cieczą (zabarwiony roztwór gliceryny w wodzie, parametry zbliżone do krwi). Ciśnienie po stronie ssącej zostało ustalone w przybliżeniu na stałym poziomie poprzez umieszczenie na zadanej wysokości naczynia o średnicy dużo większej niż przewód ssący i tłoczny. Po włączeniu układu sterowania siłownik wykonywał okresowo ruchy symulujące skracanie się mięśnia szkieletowego, napędzając badaną biopompę. Częstotliwość i czas trwania impulsów sterujących były regulowane. Praca pompy powodowała podnoszenie poziomu słupa cieczy w przewodzie tłocznym aż do granic możliwości pompy przy danym sterowaniu. Ruch cieczy w przewodzie tłocznym był rejestrowany szybką kamerą cyfrową CASIO. Pomiary takie zostały wykonane trzykrotnie dla każdej z badanych częstotliwości i czasu trwania impulsów sterujących. Wybrane próby były wykonywane z zamontowanym pomiędzy napędem pompy a siłownikiem elementem metalowym z naklejonymi czujnikami tensometrycznymi (rys. 2, prawa strona), z których sygnał pozwalał na pomiar i rejestrację siły rozciągania z wykorzystaniem wzmacniacza tensometrycznego Hottinger (Niemcy). Dane rejestrowano z użyciem oprogramowania DMClab.



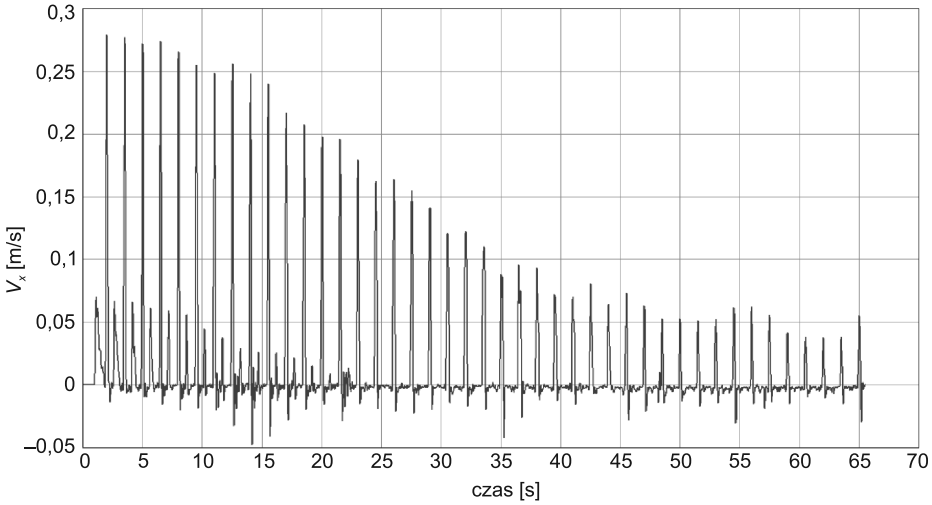
Rys. 2. Widok stanowiska pomiarowego (lewa strona) i czujnika siły (prawa strona)

Fig. 2. View of measurement stand (left side) and of force sensor (right side)

Po wykonaniu prób uzyskano sekwencje położenia analizowanych punktów obrazu przemieszczenia lustra cieczy w przewodzie tłocznym odpowiadające każdej próbie. Posłużyły one jako materiał źródłowy do analizy komputerowej z wykorzystaniem pakietu programowego WINanalyze (Mikromak Niemcy). Zarejestrowane sekwencje obrazów zostały rozkompresowane i zapisane na dysku w postaci filmów *.avi. Następnie każdorazowo została wykonana kalibracja obrazu w dziedzinie czasu i wymiarów liniowych oraz filtracja obrazu filtrem dolnoprzepustowym. Kolejnym krokiem analizy był wybór śledzonych punktów obrazu i dobór zakresu i metody śledzenia. Wybierany był głównie punkt związany z górnym poziomem podnoszonej cieczy i metoda korelacji wzajemnej (*Cross Correlation*). Wykorzystywano metodę automatycznego śledzenia położenia z zastosowaniem rozdzielczości subpikselowej (*Subpixel Accuracy*). Po wykonaniu operacji śledzenia wybranych punktów obrazu uzyskano przebiegi czasowe położenia lustra cieczy w przewodzie wylotowym podczas każdej próby. Wykonano również różniczkowanie numeryczne uzyskanych przebiegów metodą Savitzky'ego–Goley'a, otrzymując przebiegi czasowe prędkości lustra cieczy. Wyniki zapisano w postaci pliku tekstowego. Przykładowy przebieg czasowy prędkości zarejestrowany dla jednej z prób pokazano na rys. 3, a fragment tego przebiegu pokazujący charakter zmian podczas trwania impulsów napędzających biopompę na rys. 4. Maksymalne prędkości lustra cieczy w przewodzie tłocznym uzyskiwane podczas pracy pompy zmieniają się w czasie każdej próby i są różne dla różnych czasów trwania i częstotliwości impulsów sterujących. Chcąc zilustrować przebiegi tych zmian w czasie, poddano odpowiadające wszystkim próbom przebiegi czasowe prędkości obróbce z wykorzystaniem pakietu programowego DPlot (HydeSoft USA).

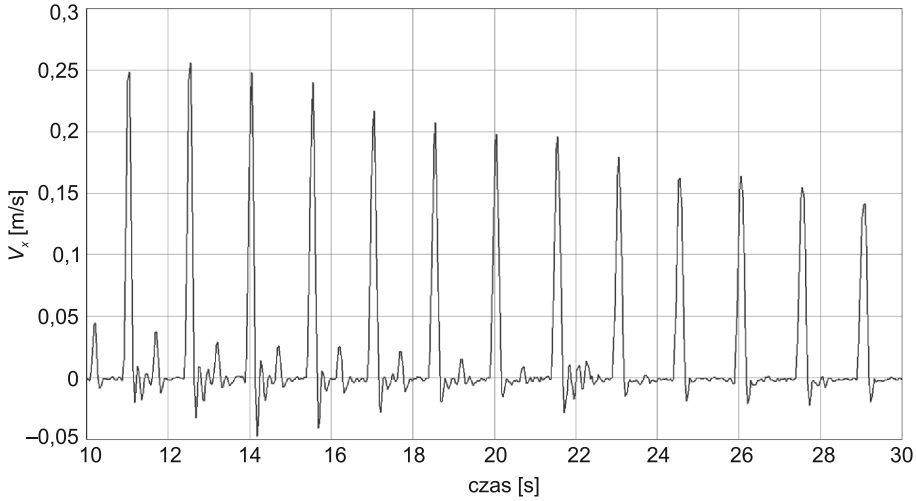
Obliczono obwiednie otrzymanych przebiegów czasowych prędkości. Mogą one stanowić miarę efektywności biopompy. Obwiednie te zostały następnie wygładzone, uśrednione z trzech prób dla każdej nastawy i zestawione na wykresach zbiorczych (rys. 5–7). Wykresy te pozwalają ocenić zachowanie badanej biopompy i wybrać najbardziej efektywne nastawy sterownika. Na rys. 5 pokazano wykresy zmian w czasie prędkości lustra podnoszonej cieczy dla wszystkich nastaw sterownika. Na rys. 6 zilustrowano te zmiany dla prób z najbardziej

efektywnym czasem trwania impulsów sterujących 200 ms. Na rys. 7 pokazano wykresy zmian dla wybranych, najbardziej efektywnych nastaw sterownika. Wykonano również analizę wysokości tłoczenia cieczy przez biopompę dla różnych częstotliwości i czasu trwania impulsów sterujących. Wyniki zilustrowano na rys. 8.



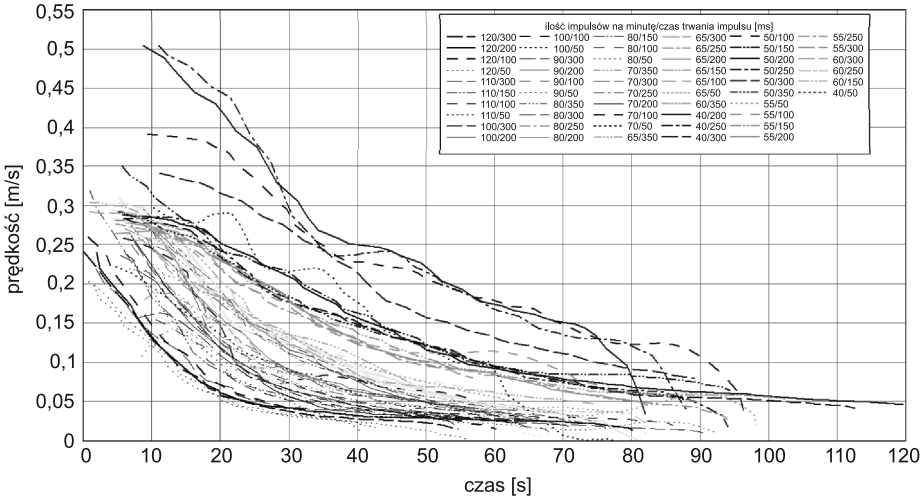
Rys. 3. Przykładowy przebieg czasowy prędkości poziomu cieczy

Fig. 3. Exemplary time history of liquid level



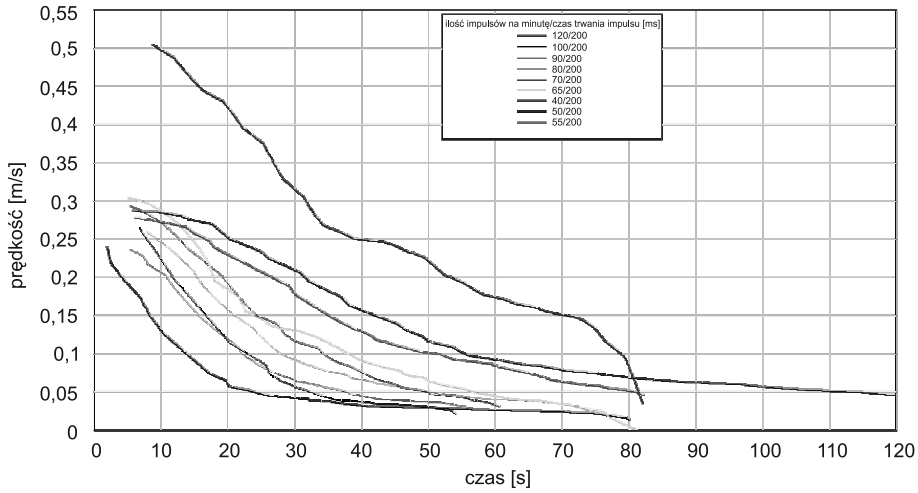
Rys. 4. Fragment przebiegu czasowego z rys. 3

Fig. 4. Part of the time course of Fig. 3



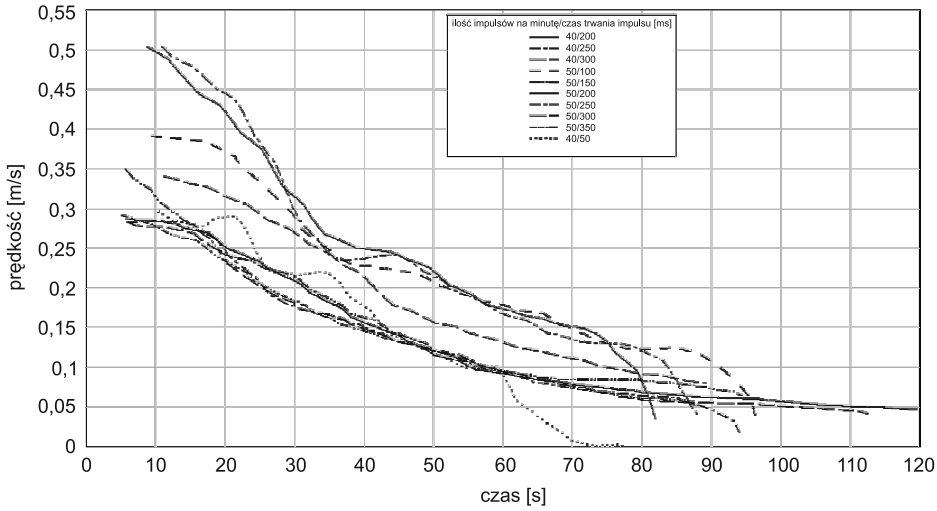
Rys. 5. Zmiany prędkości narastania poziomu cieczy dla różnych czasów trwania i częstotliwości impulsów sterujących

Fig. 5. Change the speed of the liquid level to rise various durations and the frequency of control pulses



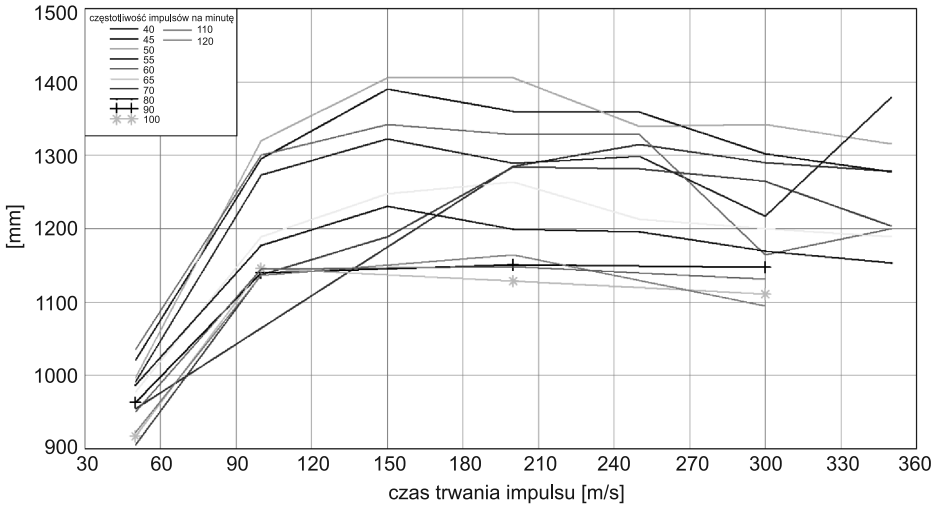
Rys. 6. Zmiany prędkości narastania poziomu cieczy dla różnej częstotliwości impulsów sterujących i czasu trwania 200 ms

Fig. 6. Change the speed of the liquid level to rise control pulses of different frequency and duration of 200 ms



Rys. 7. Zmiany prędkości narastania poziomu cieczy dla różnych czasów trwania i częstotliwości impulsów sterujących (najbardziej efektywne próby)

Fig. 7. Change the speed of the liquid level to rise various durations and the frequency of control pulses(the most efficient of the sample)



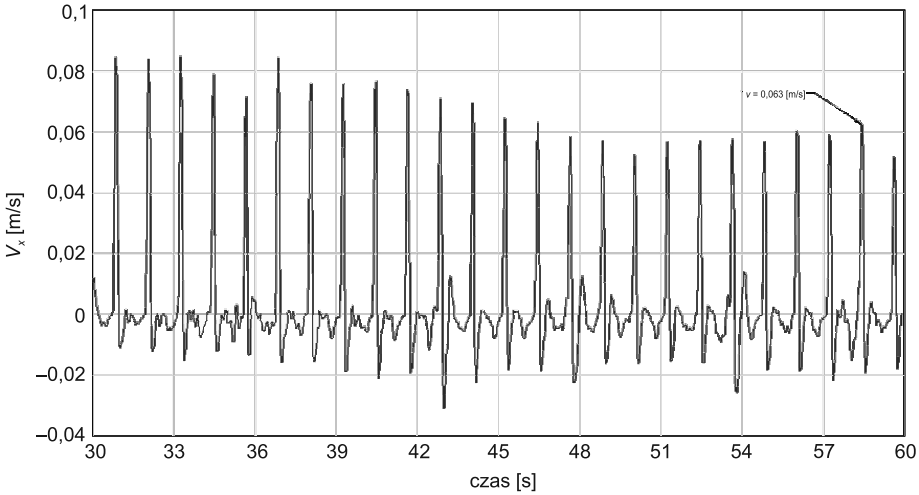
Rys. 8. Wysokość tłoczenia w zależności od sterowania

Fig. 8. The amount of discharge, depending on the control

3. Estymacja sprawności badanej pompy

Kolejnym krokiem przeprowadzonych analiz była estymacja efektywnej (całkowitej) sprawności badanej pompy. Sprawność wyznaczono jako stosunek mocy na wyjściu i wejściu badanego układu. Moc na wyjściu estymowano przez obliczenie iloczynu siły związanej z ciężarem podnoszonej cieczy w jednym skoku pompy i prędkości narastania poziomu cieczy w tym skoku. Analogicznie moc na wejściu estymowano poprzez obliczenie iloczynu siły zmierzonej czujnikiem tensometrycznym, wywieranej przez siłownik na ramię napędowe pompy i prędkości tego ramienia w czasie odpowiedniego skoku pompy. Przyjęto gęstość podnoszonego roztworu wody i gliceryny 1,1165 g/cm^3, a więc przy średnicy rury wyjściowej 2,54 cm 1 cm podnoszonej cieczy ma masę 5,07 g. Stąd znając wysokość podnoszonej cieczy obliczono ciężar, a co za tym idzie – siłę ciężkości słupa cieczy. Prędkości na wejściu i wyjściu obliczono, wykorzystując zarejestrowane kamerą cyfrową filmy poprzez analizę komputerową z użyciem oprogramowania WINAnalyze.

Przy kalibracji dla pompy nożycowej ciecz jest podnoszona maksymalnie na wysokość 100,7 cm, czyli w końcowym etapie próby jej masa to 100,7 · 5,07 = 0,511 kg, ciężar 0,511 · 9,81 = 5,01 N. Prędkość narastania słupa cieczy dla tej części próby wynosi: 0,063 m/s (rys. 9).



Rys. 9. Przebieg czasowy prędkości narastania poziomu cieczy podczas próby sprawności

Fig. 9. The time chart slew rate of the liquid level while trying the efficiency

Stąd moc otrzymana P2 = 5,01 · 0,063 = 0,316 W.
Tymczasem siła pomiędzy siłownikiem a pompą wynosi 14,75 N.
Prędkość ruchu siłownika wynosi 0,094 m/s.
Stąd moc wydatkowana P1 = 14,75 · 0,094 = 1,386 W.
Sprawność pompy nożycowej wynosi zatem P2/P1 · 100% = 23%.

4. Wnioski i kierunki dalszych badań

Przeprowadzone badania eksperymentalne pozwoliły na wyszczególnienie tych zakresów sterowania, dla których badana pompa pracuje najefektywniej. Są to częstotliwości 40–55 impulsów na minutę (rys. 6–8). Ponieważ jest to zakres częstotliwości w części pokrywający się z zakresem, w jakim pracuje serce człowieka, można więc sądzić, że jest możliwe zastosowanie kliniczne podobnej pompy. Najbardziej efektywne czasy trwania impulsów sterujących mieszczą się w zakresie 150–250 ms.

Wyliczona sprawność badanego modelu wydaje się wartością zbyt niską, aby opracowany model zastosować w dalszych badaniach eksperymentalnych na zwierzętach. Prawdopodobnie badana konstrukcja z przekładnią bloczkową ma za duże opory własne. Konieczna wydaje się optymalizacja konstrukcji mechanizmu napędowego, wykonanie badań hydrodynamicznych z poprawionym mechanizmem napędowym dostosowanym dodatkowo do kształtu i wymiarów biopompy oraz warunków anatomicznych zwierząt doświadczalnych. Wstępne badania biopomp ze zmodyfikowanym napędem dały lepsze rezultaty, pozwalając patrzeć z optymizmem na rozwój badanej koncepcji.

Literatura

[1] Ray C-J., *Biomechanical Cardiac Assist: Cardiomyoplasty and Muscle – Powered Devices*, Futura Publishing Company, New York 1986.

[2] Nose J.Y., *Development of Rotary Blood Pump Technology: Past, Present and Future*, The International Journal of Artificial Organs, Vol. 24, No. 6, 2000.

[3] Sterkowicz S., *Pięćdziesiąt lat później. Sztuczne serce – wczoraj, dziś, jutro*, Kardiochirurgia i Torakochirurgia Polska, 5(2), 2008.

[4] Verkerke G.J, *Numerical simulation of the influence of the left ventricular assist device on the cardiovascular system*, The International Journal of Artificial Organs, Vol. 23, No. 11, 2000.

[5] Rumian S., Mazurkiewicz S., Kopacz M., Tarnowski J., Kustosz R., Szydek M., Sosnowska K., *Badania modelowe nad zastosowaniem pompy do biowspomagania niewydolnego serca*, Dydaktyka Nauk Stosowanych, Methods of Applied Sciences, t. 4, Szczecin 2008.