

Prof. dr hab. inż. Jacek Kluska
Katedra Informatyki i Automatyki
Wydział Elektrotechniki i Informatyki
Politechnika Rzeszowska im. Ignacego Łukasiewicza
al. Powstańców Warszawy 12
35-959 Rzeszów
tel.: +48 665 890 008
e-mail:jacklu@prz.edu.pl

Rzeszów, 3 lipca 2017 r.

Recenzja rozprawy doktorskiej mgr inż. Alicji Siewnickiej pt. *“Modelowanie działania pulsacyjnego zespołu wspomagania pracy serca”*

Niniejsza recenzja została przygotowana w odpowiedzi na pismo z dnia 5 czerwca 2017 r. od Pani Dziekan Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej – Prof. dr. hab. Natalii Golnik, w związku z powołaniem mnie na recenzenta w postępowaniu o nadanie stopnia naukowego doktora nauk technicznych Pani mgr inż. Alicji Siewnickiej.

Podstawą opracowania niniejszej recenzji był przysłany mi egzemplarz rozprawy doktorskiej:

Alicja Siewnicka: *“Modelowanie działania pulsacyjnego zespołu wspomagania pracy serca”*, Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, Warszawa 2017.

1 Zawartość rozprawy

Praca liczy 122 strony, składa się z 6 rozdziałów, cytuje się 102 pozycje literatury. We wprowadzeniu została omówiona tematyka rozprawy, cel i teza, jak również przedstawiono obecny stan badań związanych z tematyką pracy oraz omówiono krótko zawartość poszczególnych rozdziałów.

2 Rozdział 1

Omówiono urządzenia wspomagające pracę serca (Ventricular Assist Device, w skrócie VAD). Zwrócono szczególną uwagę na urządzenia pracujące pulsacyjnie, w tym również polską pozaustrojową pompę wspomagania serca POLVAD MEV, która wchodzi w skład mechanicznego zespołu wspomagania pracy serca POLCAS, opracowanego przez specjalistów Fundacji Rozwoju Kardiologii (FRK) im. prof. Zbigniewa Religi. Scharakteryzowano problemy, które mogą się pojawić przy stosowaniu urządzeń VAD, podkreślając m.in. wysoką tendencję do powstawania skrzeplin, co prowadzi do powstawania zatorów. Opisano trzy warianty napełniania komory krwistej i problemy związane z szybkością napełniania tej komory, zwracając uwagę na zagadnienie zapewnienia odpowiedniej wartości objętości krwi, która jest pompowana w ciągu minuty przez zespół wspomagający, czyli tzw. wydatek minutowy.

Uzasadniono potrzebę mierzenia lub estymacji wielkości przepływu krwi w urządzeniu wspomagania pracy serca i przedstawiono wstępnie ogólną koncepcję rozwiązania tego problemu. Za kluczowe zagadnienie uznano wyznaczenie odpowiedniego modelu zespołu wspomagania pracy serca.

3 Rozdział 2

Przedstawiono cel pracy, którym było wyznaczenie modelu pulsacyjnego zespołu wspomagania pracy serca na przykładzie sterowanego pneumatycznie urządzenia POLVAD MEV. Model ten powinien umożliwić estymację wartości przepływu objętościowego krwi w urządzeniu, jednak wyłącznie na podstawie wielkości pomiarowo dostępnych w warunkach klinicznych. Ponadto, powinien on uwzględniać szereg ograniczeń i warunków eksploatacji urządzenia:

- nie ma możliwości pomiaru wielkości związanych ze stanem hemodynamicznym układu krwionośnego pacjenta,
- nie są znane wartości przepływów i ciśnień w urządzeniu VAD, jedynie warunkowo mogą zostać wykorzystane: wartość przepływu powietrza w przewodzie zasilania pneumatycznego i ciśnienie w komorze pneumatycznej,
- wielkościami pomiarowo dostępnymi są sygnały w jednostce sterującej zespołu wspomagania,
- w modelu należy uwzględnić nieliniowość spowodowaną skrajnymi ograniczeniami objętości komory krwistej oraz silne nieliniowości związane z funkcjonowaniem mechanicznych zastawek dyskowych,
- nie mogą być prowadzone eksperymenty identyfikacyjne urządzenia w warunkach klinicznych.

Teza pracy mówi, że możliwa jest estymacja wartości przepływu krwi w urządzeniu VAD wyłącznie na podstawie wielkości pomiarowo dostępnych w warunkach klinicznych. Zakres pracy obejmuje:

- przygotowanie stanowisk badawczych do celów przeprowadzenia testów zespołu wspomagania pracy serca,
- przeprowadzenie eksperymentów identyfikacyjnych i zebranie danych pomiarowych dla różnych parametrów sterowania i warunków obciążenia urządzenia wspomagającego,
- analizę zebranych wyników i opracowanie metodyki umożliwiających estymację wartości przepływu krwi w urządzeniu z wykorzystaniem wielkości dostępnych pomiarowo w warunkach klinicznych,
- wyznaczenie efektywnego modelu przepływu krwi bazującego wyłącznie na standardowych sygnałach pomiarowych wykonywanych w jednostce sterującej.

4 Rozdział 3

Przedstawiono podstawy budowy układu krążenia człowieka i sposób dołączania pulsacyjnych urządzeń wspomagających. Pokazano schemat układu pracy urządzenia wspomagania pracy serca na przykładzie wspomagania lewokomorowego w układzie przedsionek – aorta oraz koniuszek komory – aorta. Następnie, dość szczegółowo omówiono hybrydowy model układu krążenia (symulator hybrydowy), na którym prowadzone były badania identyfikacyjne w ramach doktoratu. Symulator ten składa się z numerycznego modelu układu krążenia pracującego w czasie rzeczywistym oraz części fizycznej umożliwiającej odwzorowanie hydraulicznych warunków krążeniowych pacjenta. Jest on bardzo cennym urządzeniem, które od kilku lat znajduje się na wyposażeniu Instytutu Metrologii i Inżynierii Biomedycznej Wydział Mechatroniki Politechniki Warszawskiej. Należy dodać, że model ten, pomimo, że opiera się na równaniach różniczkowych zwyczajnych, jest bardzo skomplikowanym modelem nieliniowym i niestacjonarnym. Podobne hybrydowe modele układu krążenia u człowieka, są intensywnie badane i opisywane w literaturze i mają wiele zastosowań. Umożliwiają one scalenie modeli numerycznych i fizycznych. Takie rozwiązanie zmniejsza koszty i zwiększa elastyczność.

W rozprawie opis zasady działania niektórych podsystemów modelu układu krążenia bywa lapidarny, np. w odniesieniu do transformatorów impedancji. Dobrze więc, że umieszczono odnośniki do odpowiednich źródeł. Powołania na literaturę następują po kolei, co znakomicie ułatwia czytanie pracy.

Omówiono część fizyczną symulatora, która składa się z zamkniętego zbiornika roboczego, w którym odtwarzane są warunki hydrauliczne, zgodne z tymi, które wyznacza się w części numerycznej modelu zbiornika spływowego otwartego do atmosfery oraz umieszczonego między nimi transformatora impedancji. Część fizyczna pozwala na rzeczywiste odtworzenie warunków hydrodynamicznych obliczonych w części numerycznej a ponadto dołączanie do różnego typu urządzeń wspomagania pracy serca. Podano różne możliwości fizycznego modelowania warunków hemodynamicznych panujących w przedsionku wybranej komory serca oraz tętnicy płucnej.

Opisano też zespół wspomagania serca POLCAS, który powstał dzięki Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze im. prof. Zbigniewa Religi i został wdrożony do praktyki klinicznej u ponad 300 pacjentów. Omówiono krótko pulsacyjny zespół wspomagania POLCAS, złożony z urządzenia wspomagania pracy serca oraz jednostki zasilająco-sterującej POLPDU. Jednostka sterująca generuje ciśnienie zasilające komorę powietrzną, dzięki czemu w efekcie wytwarzane jest ciśnienie sterujące niezbędne do opróżniania, jak również napełniania komory krwistej. Podano pięć parametrów sterowania, które mogą być nastawiane przez operatora (zadane ciśnienie zasilania systoli, zadane ciśnienie zasilania diastoli, liczba cykli pracy serca na minutę, procentowy czas trwania skurczu, oraz czas opóźnienia początku wyrzutu względem skurczu naturalnej komory serca; jakkolwiek dalej w rozdziale 4 pojawił się jeszcze jeden parametr sterowania TAU - str. 49).

Następnie szczegółowo omówiono sposób sterowania zespołem wspomagania pracy serca POLCAS i problemy związane ze sterowaniem. Zwrócono uwagę, że jedynym źródłem informacji dotyczącej pracy urządzenia wspomagającego pracę serca jest przebieg zmian ciśnienia zasilania w drenie pneumatycznym. Podkreślono znaczenie estymacji wartości przepływu krwi w urządzeniu.

Dokonano przeglądu dotychczas stosowanych metod pomiarowych, dotyczących wydatku minutowego. Okazuje się, że jak dotąd, żadna spośród wielu omówionych w doktoracie

metod pomiarowych dotyczących wydatku minutowego nie została zastosowana standardowo w warunkach klinicznych.

W końcu postanowiono opracować model umożliwiający oszacowanie wielkości natężenia przepływu objętościowego krwi urządzeniu VAD na podstawie sygnałów pomiarowo dostępnych. Rozpoczęto od poszukiwań odpowiedniej literatury nt. modelowania urządzeń wspomagania pracy serca. Przegląd jest dość wyczerpujący. Zawarto w nim sporo wyników prac opartych na obliczeniowej mechanice płynów. Zwrócono uwagę na to, że otrzymano wiele interesujących wyników, jednak generalnie, technikę opartą na obliczeniowej mechanice płynów uznano za nieprzydatną z punktu widzenia prowadzonych prac nad wyznaczaniem modelu zespołu wspomagania pracy serca dla celów oszacowania wielkości przepływów w komorze krwistej. Nie wnoszę sprzeciwu do tego spostrzeżenia.

Ostatecznie, w pracy dąży się do wyznaczania modeli pulsacyjnych urządzeń wspomagających pracę serca za pomocą modeli elektrycznych zawierających m.in. rezystancje, pojemności i indukcyjności. W przypadku rozpatrywanych urządzeń pulsacyjnych zagadnienie modelowania nie jest łatwe, m.in. z powodu potrzeby uwzględnienia zmiennego w czasie ciśnienia zasilania urządzenia, które jest zależne od warunków wspomagania, a ponadto niezbędne jest wprowadzenie opisów zastawek, które są elementami silnie nieliniowymi. Zwrócono uwagę, że niewiele jest prac uwzględniających te uwarunkowania.

Dalej omówiono modele bazujące na analogii elektrycznej, które można odnaleźć w literaturze. Nie udało się odnaleźć opisu modelu numerycznego, który umożliwiłby estymację wartości przepływu w komorze krwistej urządzenia VAD na podstawie wielkości pomiarowo dostępnych wyłącznie w jednostce sterującej oraz pneumatycznej części urządzenia wspomagającego.

Oceniono wyniki otrzymane w literaturze, m.in. pracy [85], gdzie zastosowano sieć neuronową i uzyskano dość dokładne modele neuronowe, jednak tylko w pewnych podzakresach ciśnienia zasilania systoli (SDP). Dodam na marginesie, że pomimo raczej sceptycznej opinii Autorki doktoratu nt. podejścia w pracy [85], być może sensowne byłoby udoskonalenie modelowania neuronowego.

Podsumowując ten rozdział, nie odnaleziono w literaturze takiego opisu modelu numerycznego urządzenia POLVAD MEV, który umożliwiłby estymację wartości przepływu krwi na podstawie wielkości pomiarowo dostępnych w warunkach klinicznych.

5 Rozdział 4

Wykorzystując hybrydowy symulator układu krążenia człowieka, przeprowadzono wiele eksperymentów, w celu zebrania danych niezbędnych do zamodelowania działania zespołu wspomagania pracy serca. Należy podkreślić, że zebranie danych nie było łatwe, ze względu na szeroki zakres wartości parametrów sterujących oraz zmienne warunki obciążenia, które zależą od stanu wydolności układu krążenia pacjenta.

W szczególności, wykonano:

- (a) eksperyment identyfikacyjny z wykorzystaniem jednostki sterującej POLPDU-402,
- (b) eksperyment uzupełniający i diagnostyczny z wykorzystaniem nowszej jednostki sterującej POLPDU-501, oraz
- (c) eksperyment identyfikacyjny dla połączenia w koniuszek serca – aorta, z wykorzystaniem jednostki sterującej POLPDU-501.

Eksperymenty zostały opisane rzetelnie. Każdy z nich miał jasno określony cel. W każdym przypadku obciążenie urządzenia stanowił hybrydowy symulator układu krążenia pracujący jako generator obciążeń stałych, następnie z odtworzeniem warunków w przedsionku i aorcie, jak również z odtworzeniem warunków w koniuszku komory serca i aorcie.

Pierwotna konfiguracja pracy urządzenia VAD, tzn. w układzie "przedsionek serca – aorta", została zastąpiona układem "koniuszek komory serca – aorta", co jest korzystniejsze z medycznego punktu widzenia, gdyż pozwala na lepsze obmywanie naturalnej komory serca. Należy dodać, że na badania w tym korzystniejszym układzie, Autorka doktoratu pozyskała grant badawczy. Należało więc opracować metodę symulacji warunków panujących w koniuszku serca na hybrydowym układzie krążenia.

Aby przeprowadzić eksperymety Autorka musiała zadać sobie wiele trudu. Pierwszy eksperyment identyfikacyjny został przeprowadzony na stanowisku badawczym w Fundacji Rozwoju Kardiologii w Zabrze. Zebrane dane miały posłużyć do wyznaczenia modelu urządzenia wspomagającego oraz opracowania metody wykrywania pełnego wyrzutu i całkowitego napełnienia komory krwistej urządzenia wspomagającego.

W pierwszym eksperymencie układ hybrydowy pracował w dwóch różnych trybach: w warunkach niewydolności lewej komory serca z dołączonym wspomaganie równoległym oraz przy względnie stałym obciążeniu na wlocie i wylocie z komory krwistej. W ten sposób uzyskano dane identyfikacyjne dla różnych wartości spadku ciśnienia na pompie.

W drugim eksperymencie zebrano dane dotyczące najnowszej wersji sterownika pneumatycznego POLPDU-501, głównie do celów opracowania systemu diagnostyki urządzenia wspomagającego. Uzyskano m.in. dane dotyczące przypadku całkowicie niedrożnego drenu pneumatycznego. W przypadku tego eksperymentu, hybrydowy model układu krążenia skonfigurowany był w trybie wspomaganie lewej komory serca z napływem z przedsionka i wyrzutem do aorty. Omówiono dokładnie systemy czujników wchodzące w skład aparatury pomiarowej opracowanej przez Instytut Techniki i Aparatury Medycznej, jak również układ pomiarowy PW. Opisano również trudności, powodujące dodatkowe komplikacje przy przeprowadzeniu badań, które wynikały z pojawiających się niesprawności niektórych elementów aparatury pomiarowej. W przypadku używania unikalnej, bardzo skomplikowanej aparatury – jak w rozpatrywanym przypadku, uniknięcie tego typu sytuacji wydaje się niemożliwe. Przeprowadzono badania w synchronicznym trybie pracy, gdy wykorzystywany jest sygnał synchronizujący, generowany przez symulator pulsu pacjenta, jak również asynchronicznym, kiedy urządzenie wspomagające pracę serca pracuje niezależnie od rytmu pracy serca. Oprócz tego przebadano różne konfiguracje, dobrze opisane w rozprawie. Za bardzo ważne uważam zebranie danych dotyczących różnych stanów zasilania, w trakcie których symulowane były różne stany awaryjne urządzenia wspomagającego pracę serca (zagięcie drenu pneumatycznego, nieszczelność i odłączenie drenu pneumatycznego, zablokowanie zastawki wlotowej lub wylotowej kaniuli).

Z medycznego punktu widzenia korzystniejsze może być wszczepianie urządzenie wspomaganie w konfiguracji "koniuszek serca – aorta", ponieważ w takim przypadku zmniejszone jest ryzyko formowania się zakrzepów. Dlatego trzeci eksperyment identyfikacyjny jest szczególnie ważny. Interesującym pomysłem było opracowanie koncepcji modyfikacji układu krążenia poprzez wyodrębnienie koniuszka komory serca w modelu numerycznym. Modyfikacja polegała na podziale rezystancji wyjściowej komory na dwie części, dzięki czemu otrzymano punkt, który może być uznany za reprezentację koniuszka komory serca. Dokładny opis działania symulatora w wyniku takiej modyfikacji opisano w czasopiśmie *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, wydawanym przez Elsevier, gdzie Doktorant-

ka była autorem głównym, sądząc po umieszczeniu Jej nazwiska na pierwszym miejscu w publikacji. Na odpowiednio przygotowanym stanowisku badawczym przeprowadzono pomiary dla różnych przypadków. Zarejestrowano dane dla różnych parametrów sterowania urządzenia i symulowanych stanów układu krążenia. Zbadano działanie układu zasilania urządzenia wspomagającego pracę serca zarówno w stanie obciążenia, jak również dla przypadku biegu jałowego. W tabelach pokazano rejestrowane dane pomiarowo-sterujące dla eksperymentu identyfikacyjnego urządzenia wspomagania pracy serca, który pracuje w połączeniu koniuszek serca – aorta oraz serie pomiarowe dla pracy urządzenia w tym układzie.

Rozdział czwarty kończy się opisem oprogramowania symulacyjnego, które zostało wykorzystane, tj. Process Explorer and Simulator (PEXSim) – opracowany w Instytucie Automatyki i Robotyki Politechniki Warszawskiej, bardzo przyjazny pakiet IdCAD prof. K. Janiszowskiego, oraz oprogramowanie Matlab z najważniejszym dla tej pracy przyborem – System Identification Toolbox.

6 Rozdział 5

Rozdział ten poświęcono omówieniu dotychczasowych rezultatów prac nad otrzymaniem “dobrego” modelu urządzenia wspomagającego pracę serca, z wykorzystaniem rozmaitych technik i podejść. W sumie omówiono sześć różnych technik dających potencjalną możliwość mniej lub bardziej zgrubnego oszacowania przepływu krwi w urządzeniu wspomagającym. Rozdział ten kończą dwa bardzo istotne podrozdziały 5.2 i 5.3.

Rozdział rozpoczyna się od przedstawienia schematu budowy modelu komputerowego układu krążenia człowieka, z możliwością dołączania modeli urządzeń wspomagania pracy lewej oraz prawej komory serca.

Omówiono tzw. model elastancyjny urządzenia wspomagającego. Model tego urządzenia wspomagającego pracę serca (VAD), jak również układu krążenia zaimplementowano w środowisku symulacyjnym PEXSim. Wejściami modelu VAD były: ciśnienie w przedsionku, ciśnienie w aorcie oraz przebieg funkcji elastancji. Wyjściami modelu były: estymowana wartość przepływów: wlotowego i wylotowego oraz ciśnienie i objętość komory krwistej urządzenia wspomagającego pracę serca. Można było zmieniać kształt funkcji elastancji, jej maksymalną wartość i oporności zastawek. Przeprowadzone symulacje miały na celu sprawdzenie poprawności działania modelu układu krążenia ze wspomaganie lewej komory serca. W szczególności zbadano, na ile wspomaganie układu krążenia rzeczywiście powoduje zwiększenie rzutu minutowego, zmniejszenie ciśnienia przedsionkowego oraz zwiększenie ciśnienia w układzie tętniczym. Na rys. 5.4 pokazano pozytywne efekty wspomaganie pracy serca.

Wyniki badań symulacyjnych pokazały, że pierwotny model nie odtwarzał dobrze wartości przepływów i trzeba było dokonać modyfikacji modelu opartego na równaniu opisującym ciśnienie w komorze krwistej. W tym celu zdefiniowano dwie funkcje elastancji we wzorze (5.4): osobno dla fazy napełniania i wyrzutu z urządzenia wspomagającego pracę serca. Parametry modelu dobierano przy wykorzystaniu algorytmu optymalizacji rojem cząstek (PSO). Uznano jednak, że zmodyfikowane opisy elastancyjne nie sprawdzają się.

Badano również model oparty na ciśnieniu zasilania w drenie pneumatycznym, jednak model ten nie spełnił oczekiwań.

Poszukiwane były również modele oparte na identyfikacji parametrycznej (liniowe i nie-

liniowe) – model autoregresywny ze średnią ruchomą i uogólniony algorytm najmniejszych kwadratów. Wejściami modelu było zmierzone ciśnienie w kaniuli wlotowej i wylotowej urządzenia wspomagania serca oraz ciśnienie w drenie pneumatycznym, a wielkością wyjściową był przepływ wylotowy. Otrzymano dobre modele, które sprawdzają się w wąskim zakresie parametrów, jednak są niedokładne w szerokim zakresie. Próbowano więc wyznaczyć zestaw modeli lokalnych, obowiązujących w różnych warunkach pracy urządzenia, wraz z algorytmem łączącym modele lokalne. W ten sposób opisano w rozprawie interesujący model rozmyty, stworzony przez prof. K. Janiszowskiego. Model ten wymaga jednak pomiaru stanu domknięcia zastawek.

Scharakteryzowano też neuronowe modele urządzenia wspomagania pracy serca, opracowane w ramach pewnej pracy magisterskiej.

W kolejnym podpunkcie omówiono prace opierające się na modelu sztucznego serca z membraną pneumatyczną, opisanym przez Zonghao i Jianan (ASAIO Journal, 1993). Był to niestacjonarny model elektryczny (z rezystancją zmienną w czasie), opisany pewnym równaniem różniczkowym zwyczajnym, który został odpowiednio zaadoptowany dla potrzeb doktoratu. Okazało się, że model ten jest w znacznym stopniu modelem lokalnym a zmiana warunków pracy wiąże się z koniecznością ponownego doboru wartości jego parametrów.

Pragnę zauważyć, że rozdział piąty ma raczej wartość poznawczą. Można było go znacznie skrócić, ponieważ w omawianych modelach często występowały zmienne pomiarowo niedostępne (w warunkach klinicznych). Cenne jest podsumowanie modeli podane na stronach 73-75, dyskusja i konkluzje.

W kolejnych – ważnych dla rozprawy podrozdziałach, omówiono prace nad wyznaczeniem nowych modeli, wykorzystujących wielkości pomiarowo dostępne, tzn.

- zmiany ciśnienia w komorze powietrznej urządzenia,
- wartości przepływu powietrza w drenie,
- ciśnienie sterujące w drenie pneumatycznym.

Jako pierwszy omówiono model przepływu krwi bazujący na danych z jednostki sterującej i części pneumatycznej urządzenia wspomagającego. Celem było wyznaczenie modelu umożliwiającego estymację wartości przepływu krwi w urządzeniu wspomagania pracy serca. Rozpatrzono dwie struktury modelu bazującego na danych z przepływomierza powietrznego. Zaadoptowano wcześniej wspomnianą metodę opisu zastawek komory Zonghao i Jianan (ASAIO Journal, 1993) w ten sposób, że w chwilach otwierania i zamykania zastawek następuje liniowa zmiana wartości rezystancji zastawek pomiędzy wartościami skrajnymi, przy czym opis rezystancyjny zastawki zastąpiono funkcją przepuszczalności. Uważam, że wyniki są bardzo interesujące. Zebrano je na wykresach, w tabelach, łącznie z wyznaczeniem współczynnika determinacji, który okazał się wysoki (przy niewielkim odchyleniu standardowym), pomiarem czasów opóźnień otwierania i zamykania zastawek względem sygnału zasilania, oszacowaniem opóźnień spowodowanych filtrowaniem pochodnej sygnału przepływu powietrza w drenie. Cenne jest podsumowanie na str. 82 mówiące m.in. o tym, że bazując wyłącznie na pomiarze wartości przepływu powietrza w drenie oraz sygnale sterującym, możliwe jest osiągnięcie dobrego dopasowania modelu przepływu krwi w urządzeniu.

Jako drugi odmówiono model umożliwiający estymację wartości przepływu krwi w pulsacyjnym urządzeniu wspomaganie pracy serca, wyłącznie na podstawie danych pomiarowych pochodzących z jednostki sterującej. Wykorzystano urządzenie VAD dołączone do hybrydowego symulatora układu krążenia w konfiguracji "koniuszek serca – aorta". Zaproponowano strukturę modelu rozbudowanego o model zaworu liniowego. Wyjściem tego ostatniego była wartość tzw. ciśnienia bazowego zasilania, ponieważ wartość ta jest pomiarowo niedostępna w warunkach wspomaganie pacjenta. Modele otrzymane za pomocą identyfikacji z użyciem pakietu Matlab, a także modele otrzymane z użyciem logiki rozmytej i neuronowe – nie przyniosły oczekiwanych rezultatów.

W końcu zdecydowano się na uzyskanie modelu analitycznego, dla którego punktem wyjścia był schemat pneumatycznego zaworu liniowego, będącego elementem sterującym urządzenia POLVAD MEV. Otrzymano wzór na wartość ciśnienia bazowego. Opracowany model pozwala na otrzymanie bardzo wysokiego średniego współczynnika determinacji dla jedenastu serii pomiarowych, powyżej 0.99. Otrzymane wyniki wykazują m.in. dużą zgodność wartości mierzonej i modelowanej przepływu krwi dla okresów faz wyrzutu i napełniania komory, jednak średni współczynnik determinacji przebiegu był niski (ok. 0.57). Dokonano istotnej poprawy również tego ostatniego modelu.

7 Rozdział 6

Z pracy wypływa wiele konkretnych i wartościowych wniosków, m.in.:

- jedynymi informacjami niezbędnymi do oszacowania wielkości natężenia przepływu krwi są wartości ciśnień w zbiornikach ciśnienia zasilającego (systoli i diastoli), wartość ciśnienia zasilania za zaworem liniowym oraz sygnał sterujący tego zaworu,
- wartość natężenia przepływu krwi wyznaczana jest na podstawie różnicy pomiędzy wartością modelowaną tzw. ciśnienia bazowego a zmierzoną wartością ciśnienia zasilania,
- opracowany model charakteryzuje się wysoką zgodnością estymowanych wartości przepływu z wartościami zmierzonymi; uzyskano wysoką średnią wartość współczynnika determinacji (0.92) dla różnych warunków pracy urządzenia VAD, co odpowiada bardzo dobremu dopasowaniu modelu,
- uzyskany model prawidłowo odtwarza wartości przepływów w przypadkach dojścia do ograniczenia jakim jest skończona objętość komory krwistej urządzenia,
- największe niedokładności modelu występują w okresach zmian sterowania, ze względu na trudną do opisaną dynamikę zastawek.

Opracowany model wartości przepływu krwi w urządzeniu wspomaganie pracy serca może być wykorzystany m.in. do wyznaczenia wartości wydatku (rzutu) minutowego.

Dodatkowo, krótko opisano metodę wykrywania całkowitego wyrzutu i napełnienia komory krwistej urządzenia. W końcu sformułowano wnioski dotyczące wyników przeprowadzonych badań oraz przedstawiono kierunki dalszych prac.

8 Drobne usterki i uwagi

- Str. 13. Zamiast “Stanowiłoby on podstawę ...” powinno być “Stanowiłoby to podstawę ...”.
- 1. Str. 44–46. Szkoda, że nie zastosowano oznaczeń w tabelach 4.2 i 4.3 zgodnie z oznaczeniami przyjętymi na str. 44-46. Ułatwiłoby to analizę przeprowadzonego eksperymentu.
- 2. Str. 45. W pierwszym eksperymencie założono maksymalną wartość funkcji elastancji lewej i prawej komory serca równą 0 mmHg/cm³. Zabrakło mi interpretacji przyjętego założenia. Np. dopiero przy opisie drugiego eksperymentu podano, że mała wartość elastancji (rzędu 0.01) odpowiada pacjentowi niewydolnemu.
- 3. Str. 45. Wartości oporu zastawek obu komór powinny być raczej wyrażone w innych jednostkach, niż to podano. Powinno być $R_{li} = R_{lo} = \dots = 300 \text{ mmHg}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-3}$, zamiast 300 g*s/cm⁴. Poza tym, generalnie, w pracy nie dba się o ujednoczenie jednostek fizycznych.
- Str. 49. Zamiast “ ... sygnał synchronizujący, generowany przez symulator pacjenta ...”, wolałbym np. sformułowanie “ ... sygnał synchronizujący, generowany przez symulator tętna pacjenta ...”.
- W eksperymencie drugim omawianym w rozdziale czwartym podano (str.50), że w przypadku pacjenta wydolnego przyjęto maksymalną wartość na elastancji lewokomorowej równą 2.5. Czytelnik raczej wcześniej, niż w połowie pracy, powinien się dowiedzieć, jak wartość elastancji modeluje wydolność układu krążenia pacjenta.
- Str. 64. Rysunki 5.2 i 5.3 opisano w języku angielskim.
- Str. 66. Jakkolwiek model z punktu 5.1.2 nie spełnił oczekiwań, to jednak wzory (5.5)–(5.6) powinny być opisane szczegółowo lub zaniechane.
- Str. 86. Zamiast “...dziesięciu różnych przypadków ...”, powinno być “...jedenastu różnych przypadków ...” – por. tabela 5.6 na str. 95.
- Str. 74. Na rys. 5.13 podano, że α jest poszukiwaną uzupełniającą zmienną pomiarową, odzwierciedlającą wpływ zmiany obciążenia na wartość przepływu, oraz β oznacza zmienne pomiarowo dostępne w jednostce sterującej. W tekście brakuje wyjaśnień dotyczących α i β .
- Str. 108. Zamiast “...dwie kolejne chwil ...”, powinno być “...dwie kolejne chwile ...”.
- Na str. 108 podano, że według oceny specjalistów Fundacji Rozwoju Kardiologii, dla celów klinicznych, błąd oszacowania wielkości wydatku minutowego nie powinien przekraczać 10–15%. W tabeli 6.1 podano błędy ujemne i dodatnie, czyli będące z przedziału [-7.12%, 12.13%]. Być może według FRK chodziło o przedział wartości bezwzględnej błędu [0,15%] ?
- Str. 117. Poz. [95] literatury. Zamiast “a. Golnik”, raczej “A. Golnik”.

9 Uwagi do dyskusji

1. Str. 20. Wskazane byłoby krótkie wyjaśnienie w odniesieniu do równania (3.1), gdyż w literaturze spotykana jest jego postać, w której osobno rozpatruje się pierwszą część prawej strony równania – w postaci iloczynu trzech czynników i ta część dotyczy akcji wyrzutowej komory serca. Druga część – zawierająca współczynniki A , B i C – dotyczy napełniania modelowanej komory.
2. Str. 46, tabela 4.2. Na str. 26 podano, że zadane ciśnienie zasilania systoli (SDP) może się zmieniać w bardzo szerokim zakresie 80–300 mm Hg. Z kolei z tabeli 4.2 wynika, że w eksperymencie przyjmowano ciśnienie w znacznie mniejszym zakresie: 100 do 175 mm Hg. Z kolei ciśnienie DDP praktycznie nie było zmieniane (-60 mm Hg). Brakuje mi wyjaśnień dotyczących przyjmowanych zakresów zmian ciśnienia. Czym podyktowany był zmniejszony zakres zmiany ciśnienia zasilania systoli ?
3. Str. 46. W tabeli 4.3 podciśnienie ma znak dodatni: 25, 50 i 75 mm Hg. Obciążenie wyjściowe waha się w bardzo wysokim zakresie: 5–170 mm Hg. Brakuje mi komentarza. Co np. oznaczają wartości ciśnienia równe 5 i 20 mm Hg ?
4. Str. 62. Równanie (5.1) ma tę samą postać co (3.1) na str. 20. Napisano, że równanie (5.1) modeluje ciśnienie $P_v(t)$ wewnątrz komory serca. Wcześniejsze zdanie mówi jednak o próbie uzyskania modelu urządzenia wspomagającego, a nie modelu serca. Po prawej stronie równania (5.1) znajduje się funkcja korekcyjna f zależna od objętości komory i tempa wyrzutu, konkretnie $V_{vad}(t)$, jego pochodnej $\dot{V}_{vad}(t)$ oraz maksymalnej wartości jego pochodnej $\dot{V}_{vad\max}(t)$. Pod wzorem (5.1) nie ma jednak wyjaśnienia, że $V_{vad}(t)$ jest objętością komory krwistej urządzenia wspomagającego pracę serca, a nie serca (ta niejasność znika, gdy patrzymy na wzór (5.4)). Wskazany byłby komentarz odnośnie oznaczeń.
5. W rozdziale 5 omówiono szereg modeli (parametryczny, rozmyty, neuronowy itd.). Otrzymanie każdego modelu wymagało użycia serii danych pomiarowych.
 - (a) Zabrakło informacji o tym, jak liczne były zbiory danych (chodzi o rząd), które były brane do identyfikacji.
 - (b) Podczas identyfikacji model musiał być wyznaczany w ściśle określonych warunkach, np. dla określonych spadków ciśnień, przy określonych stopniach otwarcia zastawek, itd. Zatem otrzymany model mógł nawet bardzo dobrze odtwarzać przebiegi, jednak być może brano pod uwagę dane, na podstawie których model ten był wyznaczany (“uczony”), zamiast na innych danych “testowych”.
 - (c) Na ile stworzone modele są odporne na błędy pomiarowe ?
6. Jak interpretuje się “dopasowanie modelu do danych estymacyjnych” – na str. 88, oraz “wysoki współczynnik dopasowania” – na str. 89 ?
7. Na str. 89 na rys. 5.27B pokazano chyba niezbyt dobrze dopasowane przykładowe przebiegi, jednak współczynnik determinacji nie był niski, bo wynosił 0.8556. Czy nie popełniono to pomyłki ?

10 Podsumowanie całości rozprawy i dokonań Autorki

Tematyka modelowania pracy urządzeń do wspomagania pracy serca jest niezwykle ważna i jak najbardziej na czasie. Informacja o chwilowej wartości objętościowego natężenia przepływu krwi ma ogromne znaczenie dla oceny przebiegu i skuteczności wspomagania pracy serca i zapewnienia bezpieczeństwa pacjenta. Uzyskanie tej informacji jest jednak zadaniem bardzo złożonym, co związane jest z wieloma problemami natury ściśle naukowej, wynikającymi m.in. z praw mechaniki płynów, jak również licznymi problemami natury technicznej, medycznej, etycznej i ekonomicznej, których nie będę tu przedstawiał. Autorka postawiła przed sobą bardzo ambitny cel, którym było wyznaczenie opisu, umożliwiającego w miarę możliwości najlepsze oszacowanie wartości przepływu objętościowego krwi w sterowanym pneumatycznie, pulsacyjnym urządzeniu wspomagania pracy serca. Podstawowy problem wziął się stąd, że tylko niektóre wielkości fizyczne w badanym systemie były pomiarowo dostępne, co zostało jasno omówione w doktoracie. Problem ten, podobnie jak wiele innych postawionych w doktoracie, został rozwiązany, a zamierzony cel pracy został osiągnięty. W szczególności okazało się, że istnieje możliwość estymacji wartości przepływu krwi w urządzeniu POLVAD MEV na podstawie wielkości pomiarowo dostępnych wyłącznie w jednostce sterującej. To z kolei oznacza, że teza pracy została obroniona.

Na koniec uczynię jeszcze dwie uwagi.

1. Z informacji podanych na pierwszych stronach rozprawy wynika, że Autorka uczestniczyła w programie wieloletnim "Polskie Sztuczne Serce" (2007-2011), który był finansowany przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju (NCBiR). Uczestniczyła również w projekcie pt. "Modelowanie urządzeń wspomagania pracy serca pracujących w układzie koniuszek komory-tętnica na potrzeby opracowania algorytmów sterowania", w ramach Norweskiego Mechanizmu Finansowego (2009-2014). Autorka rozprawy miała więc dostęp do unikalnej w skali kraju mechatronicznej aparatury badawczej, jednak przeprowadzenie tak wielu eksperymentów z wykorzystaniem tej aparatury, wymagało sporo wysiłku i zaangażowania.
2. W bibliografii cytowanej w rozprawie, Autorka występuje w 7 publikacjach. Jednak zauważyłem, że Autorka nie powołała się na wszystkie swoje prace. Np. znalazłem artykuły opublikowane w czasopismach *International Journal of Pharma Medicine and Biological Sciences* (Vol. 5, No. 3, 2016), *Journal of Automation, Mobile Robotics & Intelligent Systems* (Vol. 6, No. 4, 2012) i parę innych. To dobrze, że Autorka chce uniknąć powtarzania się treści.

11 Ocena końcowa

Stwierdzam, że rozprawa doktorska Pani mgr inż. Alicji Siewnickiej pt. "Modelowanie działania pulsacyjnego zespołu wspomagania pracy serca", spełnia wszystkie wymagania stawiane przez ustawodawcę kandydatom w przewodach doktorskich, zgodnie z Ustawą z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule w zakresie sztuki. Stwierdzam również, że rozprawa ta stanowi oryginalne rozwiązanie problemu naukowego polegającego na wyznaczeniu opisu umożliwiającego oszacowanie

wartości przepływu objętościowego krwi w sterowanym pneumatycznie, pulsacyjnym urządzeniu wspomaganą pracę serca. Rozprawa wykazuje bogatą ogólną wiedzę teoretyczną Doktorantki w dyscyplinie naukowej **automatyka i robotyka**. Autorka rozprawy wykazała, że posiada umiejętność samodzielnego prowadzenia pracy naukowej, co potwierdziły projekty, w których uczestniczyła, również jako kierownik. Wnioskuje o dopuszczenie Pani mgr inż. Alicji Siewnickiej do publicznej obrony.

Dodatkowo pragnę zauważyć, że Doktorantka potrafiła bardzo dobrze wykorzystać cenne osiągnięcia polskich środowisk naukowych ściśle związanych z projektem "Polskie Sztuczne Serce". Biorąc pod uwagę, że opublikowała, jako główny Autor (nazwisko umieszczone na pierwszym miejscu), w czasopiśmie z listy JCR co najmniej jednego artykułu, który jest ściśle związany z doktoratem (poz. [87], Biocybernetics and Biomedical Engineering), jak również Jej dokonania w zakresie przygotowania rozprawy doktorskiej, które opisałem w punkcie recenzji "Podsumowanie całości rozprawy i dokonań Autorki", wnioskuje do Wysokiej Rady Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej o wyróżnienie rozprawy doktorskiej.

