

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, 16 lipca 2019 r.

Recenzja rozprawy doktorskiej mgr inż. Bartłomieja Fajdka pt.
“Adaptacyjny układ sterowania urządzenia wspomagającego pracę komór serca”

Niniejsza recenzja została przygotowana w odpowiedzi na pismo z dnia 26 czerwca 2019 r. od Pani Dziekan Wydziału Mechatroniki Politechniki Warszawskiej – Prof. dr. hab. Natalii Golnik, w związku z powołaniem mnie przez Radę Wydziału na recenzenta rozprawy doktorskiej mgr inż. Bartłomieja Fajdka. Podstawą opracowania recenzji był przysłany mi egzemplarz rozprawy doktorskiej pt. *“Adaptacyjny układ sterowania urządzenia wspomagającego pracę komór serca”*, wydanej przez Wydawnictwo Politechniki Warszawskiej w 2019 r.

Praca doktorska mgr. inż. Bartłomieja Fajdka była zainspirowana tematyką badań wykonanych podczas udziału w projekcie badawczym “Program Polskie Sztuczne Serce 2007-2012”. Tematyka doktoratu dotyczy układu sterowania urządzenia, które powinno wspomagać niewydolne serce. Wszelkie wysiłki zmierzające do konstrukcji i unowocześnienia tak bardzo potrzebnych i skomplikowanych systemów, jak układ wspomaganie pracy serca człowieka są trudne do przecenienia i są godne pochwały.

Rozpocznę moją opinię od omówienia zawartości rozprawy. Praca jest bardzo obszerna; liczy 210 stron, zawiera 6 rozdziałów i 2 dodatki. Autor cytuje 159 pozycji literatury.

1 Rozdział 1

Rozdział ten ma charakter wprowadzenia, gdzie doktorant omówił w przystępny sposób układ krążenia człowieka, historię i klasyfikację układów wspomaganie pracy serca (Ventricular Assist Device, w skrócie VAD) wykazując się przy tym dobrą znajomością literatury. Omówił też wpływ wspomaganie pracy serca na układ krążenia człowieka oraz stan badań w zakresie układów VAD w Polsce, w tym również polską pozaustrojową pompę wspomaganie serca POLVAD–MEV, która wchodzi w skład mechanicznego zespołu wspomaganie pracy serca POLCAS, opracowanego przez specjalistów Fundacji Rozwoju Kardiologii im. prof. Zbigniewa Religi.

Na przykładzie lewej komory serca autor zwrócił uwagę tzw. “pętlę pracy serca” przedstawiającą zależność między ciśnieniem krwi a objętością podczas jednego cyklu pracy serca. Pokazał jak zmienia się ta pętla dla niewydolnej komory przed i po zastosowaniu

pompy wspomagającej. Wyjaśnił przyczyny zmiany punktu pracy komory serca i scharakteryzował problemy, które mogą się pojawić przy stosowaniu urządzenia VAD, podkreślając m.in. niekorzystną tendencję do powstawania skrzeplin, prowadzącą do powstawania zatorów. Opisał 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.

2 Rozdział 2

W tym rozdziale autor przedstawił cel, tezę i zakres pracy. **Celem pracy** było opracowanie adaptacyjnego algorytmu sterowania dla urządzenia wspomagającego pracę komór serca. Układ sterowania torami pneumatycznymi powinien zapewniać niezawodną pracę urządzenia przy możliwie niskim zużyciu energii. Realizowany na urządzeniu wspomagającym algorytm sterowania powinien być odporny na zmienne warunki hemodynamiczne występujące w układzie krążenia oraz zapewniać najbardziej korzystne warunki pracy urządzenia wspomagającego z punktu widzenia skutecznego procesu wspomagania oraz regeneracji niewydolnego mięśnia sercowego. Cel rozprawy mgr. inż. Bartłomieja Fajdka uważam za bardzo ambitny.

Teza pracy mówi, że możliwe jest adaptacyjne sterowanie pulsacyjnego urządzenia wspomagającego pracę komór serca, które jest **odporne na zmienne warunki hemodynamiczne**.

Zakres pracy obejmuje m.in. opracowanie oraz implementację platformy do symulacji układu krążenia oraz modelu pulsacyjnego urządzenia wspomagającego. Autor założył, że przeprowadzi badania symulacyjne w celu określenia wpływu zmian parametrów układu krążenia na działanie urządzenia wspomagającego, opracuje konstrukcję układu sterowania torami pneumatycznymi dla pulsacyjnego urządzenia wspomagającego, jak również algorytm sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę komór serca pracującego w trybie synchronicznym oraz asynchronicznym przy zmiennych warunkach obciążenia. Zakres rozprawy doktorskiej mgr. inż. Bartłomieja Fajdka jest więc szeroki.

3 Rozdział 3

W ramach tego rozdziału mgr inż. B. Fajdek opisał proces modelowania numerycznego układu krążenia z możliwością równoległego wspomagania pracy komór serca za pomocą pakietu programowego PExSim (Process Explorer and Simulator). Oprogramowanie to powstało w Instytucie Automatyki i Robotyki Politechniki Warszawskiej i przypomina znany w środowisku automatyków pakiet programowy Simulink w systemie Matlab/Simulink. Opracowane zostały bloki funkcyjne, które odwzorowują pracę urządzenia wspomagającego pracę serca oraz poszczególnych podsystemów układu krążenia. Elementy modelu zgrupowane zostały w specjalnej bibliotece, w skład której wchodzi modele:

- lewej komory serca (LH),
- prawej komory serca (RH),

- układu tętniczego krążenia systemowego (SAC),
- układu żylnego krążenia systemowego (SVC),
- układu tętniczego krążenia płucnego (PAC),
- układu żylnego krążenia płucnego (PVC),
- układu krążenia wieńcowego (CC),
- modelu urządzenia wspomagającego pracę serca (VAD).

Odtwarzanie warunków panujących w poszczególnych elementach układu krążenia oparte zostało na opisie matematycznym zawartym w pracy z 2000 r. opublikowanej w czasopiśmie *Computers in Biology and Medicine* autorów De Lazzari C., Darowski M. i in., pt. "Computer simulation of haemodynamic parameters changes with left ventricle assist device and mechanical ventilation", (30(2), 55–69). Odpowiednie połączenie bloków w układ zamknięty tworzy pełny model układu krążenia. Dostosowanie modelu do konkretnego przypadku klinicznego odbywa się przez modyfikację parametrów poszczególnych bloków. Dzięki temu możliwa jest symulacja zarówno prawidłowych stanów fizjologicznych, jak i patologicznych. Możliwe jest również odtwarzanie przebiegów wielu wielkości hemodynamicznych niedostępnych lub trudno dostępnych pomiarowo. Dodanie modelu urządzenia wspomagającego VAD pozwala na badanie wpływu jego działania na warunki hemodynamiczne panujące w układzie. Urządzenie VAD może być dołączone do modelu układu krążenia jako element bocznikujący względem lewej lub prawej komory serca lub obu komór równocześnie.

Mając do dyspozycji wspomniany pakiet programowy, doktorant wykonał szereg badań eksperymentalnych. Do tego celu wykorzystał hybrydowy układu krążenia złożonego z symulatora numerycznego i środowiska fizycznego (systemu przetworników impedancji opracowanego w Instytucie Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN). Dzięki temu doktorant miał możliwość przeprowadzenia pomiarów poza organizmem żywym i przy wykorzystaniu cieczy o parametrach zbliżonych do właściwości krwi. Autor zwrócił uwagę na potrzebę dokładnego modelowania natężenia przepływu wyjściowego krwi, ponieważ ma to wpływ na prawidłowe zaprojektowanie układu sterowania. Poszukiwany model dynamiki sztucznej komory serca VAD był układem wieloparametrowym z trzema wejściami (ciśnienie zasilania P_{pn} , ciśnienie na wejściu P_{in} i ciśnienie na wyjściu komory P_{out}) oraz dwoma wyjściami (wlotowy przepływ cieczy krwiopodobnej Q_{in} i wylotowy przepływ cieczy krwiopodobnej Q_{out}). Parametrami modelu były cztery wielkości: maksymalne ciśnienie zasilania (systoli) SP , minimalne ciśnienie zasilania (diastoli) DP , stosunek czasu trwania fazy wyrzutu do całego okresu $\%SYS$ oraz liczba cykli na minutę HR . W wyniku eksperymentów doktorant otrzymał 643 serie pomiarowe złożone z dziesięciu cykli pracy dla różnych warunków zasilania i obciążenia komory.

W zakresie modelowania układu krążenia oraz układu wspomagania pracy komór serca, mgr inż. B. Fajdek opisał analityczny model układu krążenia, model krążenia wieńcowego, model sztucznej komory serca w oparciu o równania pracy serca, model analityczny, model nieliniowy autoregresyjny z zewnętrznym wejściem i model neuronowy.

W rozprawie najslabiej opisana jest część dotycząca poszukiwania odpowiedniego modelu. Na przykład w zakresie syntezy nieliniowego modelu autoregresyjnego, nie zostało

napisane jak wygląda klasa poszukiwanych funkcji nieliniowych tego modelu. Model neuronowy na str. 54 – 57 jest opisany również ogólnikowo. Wiedząc, że model ma pewną dynamikę, autor do jego zamodelowania nie użył modelu sieci neuronowej ze sprzężeniem zwrotnym. Podsumowując uzyskane wyniki autor napisał, że najlepsze dopasowanie uzyskuje się dla analitycznego modelu układu krążenia, czyli modelu elastancyjnego opisanego w podrozdziale 3.3.1 i model ten charakteryzuje się najmniejszą wśród badanych modeli zmiennością stopnia dopasowania do danych pomiarowych. Nie zostało to jednak uściślone. Niejasny jest opis modelu elastancyjnego określającego sposób wyznaczania ciśnienia w komorze krwistej (str. 45–46). Poza tym nie został zdefiniowany pojedynczy rekord danych służących do konstrukcji modelu i kryterium jakości modelu (stopnia dopasowania). Wiadomo, że były 643 serie pomiarowe składające się z dziesięciu cykli pracy dla różnych warunków zasilania i warunków obciążenia komory – to jednak dość lapidarna informacja. Czytelnik interesujący się problematyką regresji zapewne byłby ciekaw dowiedzieć się co było rekordem danych, ile było takich rekordów, jak wyglądał zbiór uczący i sposób testowania. Na str. 47 autor napisał, że błąd $R = 0.76$ dla zbioru testowego wskazuje na rezultat niezadowolający, jednak nie wiadomo co to jest R . Prawdopodobnie chodzi o stosunek zmienności wyjaśnianej przez model do zmienności całkowitej, jednak czytelnik nie powinien się tego domyślać. Autor najczęściej pisał w tym duchu, że jakiś model ma wysoki stopień dopasowania R a następnie, że “istnieją jednak przypadki (podając rysunek), gdzie model charakteryzuje się niskim stopniem dopasowania do sygnału referencyjnego”. Jednak z rysunku nie wynika o jakie przypadki chodzi.

Należy jednak podkreślić, że poszukiwanie dokładnego modelu sztucznej komory serca, w której przebiegające zjawiska są dynamiczne, nieliniowe i niestacjonarne, jest bardzo trudne. W zasadzie ten tylko problem mógłby stanowić temat osobnej rozprawy. Autor mając na uwadze potrzebę opracowania adaptacyjnego układu sterowania urządzeniem wspomagającym pracę serca postanowił przyjąć, że nie zna dokładnie modelu sterowanego obiektu. W celu opracowania algorytmu sterowania bez znajomości modelu sztucznej komory, wykonał szereg symulacji mających na celu określenie wymagań stawianych układowi regulacji.

W podrozdziale 3.4 (str. 58–66) autor opisał wyniki symulacji stanów prawidłowych oraz wybranych stanów patologicznych. Jest to moim zdaniem bardzo wartościowy wkład doktoranta, który musiał przeprowadzić mnóstwo symulacji umożliwiających odtworzenie przebiegów głównych wielkości hemodynamicznych, jak przepływy, ciśnienia i zmiany objętości komór. Przyjmowane były parametry dla lewej komory i przedsionka, prawej komory i przedsionka, parametry krążenia systemowego i krążenia płucnego. Została podana interpretacja wyników zarówno dla warunków fizjologicznych prawidłowych, jak i patologicznych. Przebadanie wszystkich przypadków jest oczywiście niemożliwe. W ramach rozprawy autor wykonał również badania wpływu różnych parametrów, jak objętości resztkowej lewej komory, zmian oporności tętniczej systemowej, zmian oporności tętniczej płucnej, zmian podatności krążenia systemowego i in. – na parametry układu krążenia, co zostało opisane w Dodatku A.

W pracy autor postanowił skupić się na opracowaniu algorytmu sterowania dla lewej komory serca, jakkolwiek prawa komora serca była również uwzględniona, ponieważ istnieją powiązania w systemie krążenia, które zostały uwzględnione w modelu symulacyjnym. Doktorant wykonał też symulacje pracy urządzenia wspomagającego VAD, które pozwalają na obserwację wpływu działania urządzenia VAD na warunki panujące w układzie krążenia. Wiadomo, że dołączenie wspomagania powinno powodować **odciążenie natu-**

ralnej komory serca. Mechanizm tego odciążenia został wyjaśniony m.in. za pomocą "pętli pracy serca" na płaszczyźnie ciśnienie-objętość.

Na końcu rozdziału 3. autor opisał badania symulacyjne dotyczące wpływu trybu pracy synchronicznej i asynchronicznej na skuteczność wspomagania pracy serca. W trybie synchronicznym praca pompy VAD jest synchronizowana z pracą serca, tzn. wyrzut ze sztucznej komory następuje po wyrzucie z naturalnego serca. W przypadku pracy asynchronicznej nie występuje synchronizacja urządzenia VAD z pracą serca. Autor badał wpływ opóźnienia względem pracy serca (opóźnienia wynosiły; 0, 0.1, 0.2, ..., 0.8 [s]) oraz wpływ zmiany częstotliwości pracy sztucznej komory. W podsumowaniu prac dotyczących modelowania stwierdził m.in., że dla skutecznego wspomagania istotne jest generowanie odpowiedniego poziomu przepływu wylotowego ze sztucznej komory; im większy generowany przepływ tym bardziej poprawiają się parametry hemodynamiczne wspomnianej komory. W końcu stwierdził również, że generalnie korzystniejsze jest wspomaganie pracy serca w trybie synchronicznym.

4 Rozdział 4

W tym rozdziale mgr inż. B. Fajdek dokonał analizy układu sterowania zespołu POLPDU-501, którego producentem jest Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze. Analiza była wykonana pod kątem sterowania torami pneumatycznymi urządzenia VAD. W szczególności autor przeprowadził badania w celu modyfikacji struktury układu zasilania pneumatycznego. Układ kompresorów tłokowych doktorant zastąpił sprężarką spiralną. W ramach doktoratu wykonał stanowisko laboratoryjne, które umożliwiło przeprowadzenie badań nowej konstrukcji i przebadanie różnych koncepcji sterowania.

Doktorant zaproponował zmiany w konstrukcji sterownika sztucznej komory serca POLVAD i wykazał, że wpływają one korzystnie na wydajność urządzenia i efektywność energetyczną. Zużycie energii układu sterowania udało się zredukować do nawet kilkudziesięciu procent, w przypadku zastąpienia zaworu sterującego zaworem proporcjonalnym. Autor wykazał, że dla mniejszych objętości zbiorników nadciśnienia oraz podciśnienia można osiągnąć taką samą jakość regulacji poziomów ciśnień nastawianych. Ze względu na ograniczenia narzucone przez producenta jednostki sterującej, można ingerować jedynie w nastawy regulatora niskopoziomowego i ewentualnie zastąpić obecny nastawnik ciśnienia sterującego jego wersją adaptacyjną.

5 Rozdział 5

Rozdział ten uważam za najważniejszy z punktu widzenia celu, jaki postawił sobie autor. W tym rozdziale autor opisał opracowany algorytm sterowania adaptacyjnego dla sztucznej komory serca, który dostosowuje na bieżąco parametry do zmiennych warunków hemodynamicznych. W wyniku przeprowadzonych badań symulacyjnych na stanowisku laboratoryjnym autor sformułował kilka wymagań jakie powinien spełniać niskopoziomowy układ sterowania adaptacyjnego, m.in.:

- sterowanie pompą POLVAD musi zapewnić odpowiedni poziom przepływów oraz ciśnień w układzie krwionośnym i adaptować się do zmiennych parametrów hemodynamicznych,

- nastawy sterownika niskopoziomowego powinny generować największy możliwy przepływ wylotowy z pompy POLVAD,
- należy zapewnić dokładną synchronizację pracy sztucznej komory serca z częstotliwością pracy wspomaganej komory serca (w trybie synchronicznym),
- algorytm adaptacyjny powinien wykorzystywać dwa parametry: ciśnienie systoli i procent trwania systoli (pozostałe parametry powinny pozostać na stałych poziomach).

Na str. 109 autor sformułował raczej prosty wniosek sformułowany w języku raczej żargonowym, że “niskie nastawy mogą nie poradzić sobie z zapewnieniem poprawnego działania układu zasilania, np. PID3 ($K = 0.2$, $T_i = 0.4$), co je wyłącza z rozważań”. Dla regulatora typu PI para (K, T_i) powinna być z odpowiedniego zbioru i ten zbiór powinniśmy jakoś określić, a nie “wykluczać” specyficzne punkty z przestrzeni dwuwymiarowej.

Autor obserwował przebiegi czasowe w celu opracowania algorytmów detekcji dwóch stanów sztucznej komory serca, tj. **pełnego wyrzutu** ze sztucznej komory serca (FE) oraz **całkowitego napełnienia** sztucznej komory serca (CF). Doszedł do wniosku, że możliwa jest detekcja stanu całkowitego napełnienia sztucznej komory serca na podstawie analizy przebiegów sygnału ciśnienia w kaniuli wlotowej do komory P_{in} oraz przebiegu ciśnienia sterującego P_{pn} . Następnie sformułował (raczej nieformalnie) ogólne warunki konstrukcji algorytmów sterowania adaptacyjnego, które powinny być użyte podczas wspomagania niewydolnej komory serca. Zagadnienie należy do trudnych, ponieważ algorytm sterowania i adaptacji powinien uwzględniać takie czynniki, jak:

- poprawa warunków hemodynamicznych wspomaganej komory (parametry ciśnieniowe i przepływowe),
- minimalizacja ryzyka powstania zakrzepów,
- ograniczenie zbyt dużych wartości przepływu krwi na wyjściu i gradientów ciśnienia krwi (aby nie były niszczone składniki morfologiczne krwi),
- minimalizacja stopnia zużycia pneumatycznego układu zasilającego,
- minimalizacja zużycia energii i wiele innych.

Autor zaproponował algorytm adaptacyjny krokowy R0. Algorytm ten korzysta z wejść ciśnienia sterującego P_{pn} oraz ciśnienia w kaniuli wlotowej do komory P_{in} i został przedstawiony w postaci sieci działań. Składa się z dwóch równoległe pracujących modułów. Pierwszy moduł oblicza statystykę pełnego wyrzutu (sFE) i ma za zadanie wyznaczenie krokowych zmian sygnału ciśnienia systoli SP oraz procent systoli $\%SYS$. Drugi moduł oblicza statystykę całkowitego napełnienia sztucznej komory serca (sCF) i ma za zadanie wyznaczenie zmian ciśnienia diastoli DP .

Sądzę, że algorytm krokowy R0 opisany w rozprawie jest raczej procedurą “zdroworozsądkową” (heurystyczną), która wynika z licznych obserwacji autora, które wykonał w wyniku przeprowadzenia bardzo dużej liczby eksperymentów. Szkoda tylko, że omawiając adaptację autor nie zamieścił schematu blokowego typowego dla układów automatycznego sterowania zaznaczając wejścia, wyjścia, zakłócenia, sprzężenia skrośne itp. Trzeba

uważnie śledzić opis słowny algorytmu krokowego aby dowiedzieć się jakie są wielkości regulowane a wielkością zakłócającą może być położenie środka ciężkości pompy POLVAD względem środka ciężkości wspomaganej komory czy zmiana elastancji.

Okazało się, że algorytm R0 prowadzi do poprawy warunków hemodynamicznych wspomaganej komory dla różnych badanych przypadków dotyczących położenia urządzenia wspomagającego oraz zmian maksymalnej elastancji. Parametry ciśnieniowe i przepływowe uległy poprawie. Oprócz zalet, autor wymienił też pewne wady opracowanego algorytmu (długi czas adaptacji, niekiedy następuje pogorszenie warunków wspomaganie, brak dokładnej informacji o stanie sztucznej komory serca itp.).

Autor opracował kolejny algorytm adaptacyjny R1, oparty o nowy test diagnostyczny umożliwiający ilościową ocenę występowania efektu całkowitego napełnienia sztucznej komory. Za interesujące i nowatorskie uważam wykorzystanie przez doktoranta wiedzy eksperckiej wynikającej z wielu doświadczeń i obserwacji, dzięki czemu mógł sformułować intuicyjne reguły rozmyte. W ten sposób autor zasugerował możliwość zastosowania logiki rozmytej do sterowania. Jakkolwiek autor tego nie napisał, warto mieć świadomość prostych faktów wynikających z zastosowaniu tzw. regulatora o logice rozmytej, mianowicie w algorytmie **całkowitego napełniania** sztucznej komory serca, regulator o logice rozmytej realizuje po prostu nieliniową funkcję statyczną

$$\Delta\%SYS = f_1(\tau) \quad (1)$$

gdzie $\Delta\%SYS$ jest przyrostem zmiany procentu systoli a τ jest przesunięciem czasowym pomiędzy czasem wystąpienia narastania ciśnienia wlotowego Pin oraz ciśnienia sterującego Ppn . Z kolei w algorytmie **pełnego wyrzutu** ze sztucznej komory serca komory, regulator o logice rozmytej realizuje nieliniową funkcję statyczną

$$\Delta SP = f_2(\tau) \quad (2)$$

gdzie ΔSP jest przyrostem ciśnienia systoli a τ jest przesunięciem czasowym – podobnie jak poprzednio (dopiero na str. 134 autor to wyraźnie napisał). Jakkolwiek w algorytmie R1 autor rozdzielił 2 regulatory rozmyte (całkowitego napełniania i pełnego wyrzutu), to jestem przekonany, że to rozdzielenie jest sztuczne, tzn. to samo może wykonać jeden regulator rozmyty, który miałby 2 wyjścia: $\Delta\%SYS$ oraz ΔSP . Algorytm R1 był testowany w podobnych warunkach, jak R0 i wyniki otrzymano podobne do poprzednich.

W algorytmach R0 i R1 założono, że dostępny pomiarowo jest sygnał ciśnienia wlotowego Pin sztucznej komory serca. Jednak nie jest on pomiarowo dostępny. Autor opracował więc **nowy algorytm adaptacyjny rozmyty R2**, który wykorzystuje pomiar przepływu na kaniuli sygnału sterującego. Autor testował algorytm przy pomocy hybrydowego układu krążenia wraz z połączoną sztuczną komorą serca, przy wspomaganie koniuszkowym oraz w trybie synchronicznym z sygnałem (symulowanym) EKG. Podobnie jak poprzednio zbadał wrażliwość algorytmu na zmiany elastancji lewej komory serca oraz położenia urządzenia wspomagającego. Ponadto, badał wpływ zmiany częstotliwości pracy serca – w zakresie 50 ... 80 uderzeń na minutę – na działanie algorytmu adaptacyjnego R2. We wszystkich badanych przypadkach przy wspomaganie następowała poprawa warunków hemodynamicznych układu krążenia. Autor przeprowadził też badania zmian oporów w krążeniu:

- tętnicznym systemowym,

- tętnicznym płucnym,
- wieńcowym.

Autor stwierdził, że algorytm R2 charakteryzuje się dużą odpornością na zmiany w układzie krążenia. Ponadto, można zastąpić sygnał ciśnienia wlotowego P_{in} przez sygnał przepływu powietrza w kaniuli drenu zasilającego. Autor dodatkowo zastosował algorytm R2 w przypadku, gdy kaniula wlotowa zamiast do koniuszka lewej komory serca była podłączona do przedsionka, natomiast kaniula wylotowa – tak jak poprzednio – do aorty. Oczywiście kaniule były podłączone zawsze do modelu krążenia, który reprezentował odpowiednio koniuszek lewej komory serca i punkt odtwarzający aortę.

Ostatni eksperyment autora polegał na zastosowaniu algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 w trybie asynchronicznym, co wymagało uwzględnienia częstotliwości pracy pompy POLVAD. Mgr inż. Bartłomiej Fajdek sprawdził zachowanie się algorytmu dla różnych warunków, m.in. przy różnych wartościach zadanego rzutu minutowego i różnych częstotliwościach pracy serca.

6 Rozdział 6

W rozdziale tym autor dokonał podsumowania dokonań i uzyskanych wyników.

7 Dostrzeżone usterki i drobne uwagi

- Zamiast spisu rysunków i tabel wolałbym spis oznaczeń wielkości fizycznych, wykorzystywanych w pracy, gdyż co ułatwiałoby czytanie rozprawy.
- Oznaczenia nie zawsze są konsekwentne i brakuje sporo wyjaśnień oznaczeń. Trzeba się domyślać, że kropka nad symbolem oznacza pochodną, już w (3.1) występuje funkcja korekcyjna $f(V_v(t), \dot{V}_v(t), \dot{V}_{v,max}(t))$, gdzie zapewne $\dot{V}_v(t) = dV_v(t)/dt$, jednak w (3.26) występuje $dV_{lca}(t)/dt$ zamiast $\dot{V}_{lca}(t)$, itd. Nie ma też informacji nt. funkcji korekcyjnej.
- Niektóre opisy równań są niejasne. Nie został wyjaśniony opis modelu elastancyjnego za pomocą wzoru (3.29) określającego sposób wyznaczania ciśnienia w komorze krwistej, który zawiera iloczyn elastancji $E_{in}(t)$ przy napełnianiu komory oraz $E_{out}(t)$ - przy opróżnianiu komory. Jaka jest różnica względem opisu (3.1)? W którym miejscu występują wielkości maksymalnej elastancji ($E_{in,max}$ oraz $E_{out,max}$)? Autor nie komentując wzorów mógł odesłać czytelnika do właściwej literatury.
- Podpis Tabeli 3.2 mówi o przypadkach P1 do P7 a są opisane przypadki P1 do P6.
- Str. 84. Zamiast “prowadzenie badań testowe ...” powinno być “prowadzenie badań testowych ...” (podobnych literówek jest więcej).
- Str. 108. Autor nie zawsze był konsekwentny w zakresie stosowanych jednostek. Skoro wcześniej w pracy używano jednostek ciśnienia [mmHg], to nie powinno się pojawiać ciśnienie w jednostkach [bar], (0.03 [bar] to ok. 22.5 [mmHg]).

- Str. 108. “Agresywny” regulator PID jest pojęciem niejednoznacznym (raczej żargonem) – powinno się tego unikać. Prawdopodobnie chodzi o sygnał regulatora PID powodujący bardzo częstą zmianę położenia zaworów.
- Str. 119. Żargon: “Mimo konieczności zapewnienia odpowiedniej dynamiki sterowania, algorytm nie może działać zbyt gwałtownie”.
- Niezrozumiałe jest stwierdzenie na str.119, że obliczenia bazują jedynie na sygnale ciśnienia sterującego, który jest dostępny pomiarowo. Na str. 120 na początku algorytmu R0 jest napisane “pomiar sygnałów procesowych (P_{pn} i P_{in})”, czyli potrzebne są 2 sygnały.
- Str. 127. Należałoby przekonać czytelnika, że układ adaptacyjny pracuje **stabilnie**. Zbyt mało jest przypadków pokazujących stabilną pracę układu z adaptacją, podobnych do rys. 5.22.
- Str. 130. Rys. 5.23 przedstawia zamknięty układ sterowania rozmytego a nie architekturę wnioskowania.
- Str. 131. Na rys. 5.24 brak jednostek na osi odciętych (czas [ms] ?).
- Str. 132. Na rys. 5.24 przedstawiono funkcje przynależności dla wejścia algorytmu całkowitego napełnienia komory a nie dla przypadku pełnego wyrzutu.
- Str. 132. Stopień występowania efektu pełnego wyrzutu ze sztucznej komory jest raczej **rozmytą** wielkością wejściową – jak wynika z rysunku, natomiast nie jest sygnałem wejściowym jak to autor napisał na str. 132.

8 Uwagi do dyskusji

1. Str. 108. Podczas poszukiwania parametrów nastajalnych regulatora typu PI wymieniono 12 par nastaw $(K, T_i) \in [0.2, 0.8] \times [0.05, 0.4]$, gdzie K – wzmocnienie, T_i – czas całkowania regulatora. Dlaczego wzięto 12 par ? Czy badano obszar dla par nastaw (K, T_i) , dla którego otrzymuje się stabilną pracę, duży rzut minutowy (wysoki przepływ Q_{out}), mały pobór prądu zasilacza, niewielką liczbę zmian położenia zaworów, względnie inne wskaźniki pożądanego zachowania zamkniętego układu sterowania w warunkach różnych obciążeń ?
2. Str. 110–111. Wprowadzono szereg wielkości fizycznych, które były mierzone w zestawie laboratoryjnym (str. 110):
 - P_{pn} – ciśnienie zasilające komorę POLVAD, mierzone na bieżąco przez POLPDU-501,
 - P_{in} – ciśnienie w kaniuli wlotowej do części krwistej komory POLVAD,
 - P_{out} – ciśnienie w kaniuli wylotowej z części krwistej komory POLVAD,
 - Q_{in} – przepływ w kaniuli wlotowej do części krwistej komory POLVAD,
 - Q_{out} – przepływ w kaniuli wylotowej z części krwistej komory POLVAD.
 Były też wymienione wielkości niemierzone (str. 111). W jaki sposób były te wielkości wykorzystane, zwłaszcza te niemierzone ?

3. Co to znaczy, że algorytm R0 “konsekwentnie przeszukuje całą dostępną przestrzeń nastaw parametrów ?” (str. 128).
4. Jaka była częstotliwość próbkowania w adaptacyjnym układzie regulacji, tj. częstotliwość pomiarów i zmian parametrów SP oraz $\%SYS$ w algorytmie R0 ?
5. Dlaczego w algorytmie R1 (str. 133) mierzone były sygnały P_{pn} , P_{in} (jak w R0) i dodatkowo F_{pn} – przepływ powietrza do części pneumatycznej ? Podobnie, F_{pn} mierzy się na wejściu algorytmu R2 (str. 159).
6. W jaki sposób odbywają się obliczenia w czasie rzeczywistym podczas realizacji adaptacyjnych algorytmów R0 oraz R1 ?
7. Czym różni się algorytm adaptacyjny R2 od R1 poza tym, że zamiast mierzenia sygnału P_{in} mierzy się F_{pn} ?
8. Str. 120 i 133. Czy test pełnego wyrzutu (FE) w algorytmie R0 i algorytmie R1 można opisać matematycznie za pomocą wzorów ? Podobne pytanie dotyczy testu całkowitego napełnienia sztucznej komory.

9 Podsumowanie całości rozprawy

Doktorant rozpoczął prace od przeprowadzenia analizy istniejącego rozwiązania tzn. jednostki POLPDU-501 zasilającej pompę POLVAD-EXT. Sterowanie jednostki POLPDU-501 jest aktualnie wykonywane ręcznie, tzn. personel medyczny nastawia parametry nastawialne a sterownik je realizuje.

Doktorant zajmował się również modyfikacją **konstrukcji** istniejącego urządzenia. W tym zakresie zaproponował zastosowanie pompy wirowej jako układu do generowania ciśnienia w zbiornikach nadciśnienia oraz podciśnienia. Dobrał objętości zbiornika nadciśnienia oraz podciśnienia i liczbę zaworów dopuszczających powietrze do zbiornika podciśnienia. Przeanalizował też zastosowanie w układzie pneumatycznym zaworu proporcjonalnego. Zaproponowane zmiany w konstrukcji sterownika sztucznej komory serca POLVAD korzystnie wpływają na wydajność urządzenia i efektywność energetyczną, zapewniając utrzymywanie nastawianych wartości ciśnień, a więc parametrów sygnału sterującego sztuczną komorą serca.

Generalnie, celem badań mgr. inż. B. Fajdka było opracowanie takich algorytmów sterowania torami pneumatycznymi urządzenia POLPDU-501, aby układ adaptował się do zmiennych warunków hemodynamicznych, w tym zmian środka ciężkości sztucznej komory serca w stosunku do położenia środka ciężkości niewydolnej komory serca, zmian oporów w układzie krążenia (również oporów w układzie krążenia wieńcowego) i zmiany częstotliwości pracy serca. Doktorant przeprowadził **obszerne eksperymenty symulacyjne** na dostępnym stanowisku badawczym, które umożliwiły mu opracowanie układu sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę komór serca. Badania symulacyjne umożliwiły mu określenie wymagań, jakie powinien spełniać układ sterowania w celu osiągnięcia pożądaných efektów wspomaganía niewydolnej komory serca.

Mgr inż. B. Fajdek opracował heurystyczne **adaptacyjne algorytmy** mogące pracować w dwóch trybach: **synchronicznym** oraz **asynchronicznym**. Algorytmy te

charakteryzują się dużą odpornością na zmienne warunki hemodynamiczne, co autor wykazał na stanowisku laboratoryjnym z hybrydowym układem krążenia oraz pulsacyjnym urządzeniem wspomagającym POLVAD. Główne różnice występowały w czasie adaptacji, który nie jest jednak kluczowym parametrem dla wspomagania niewydolnego mięśnia sercowego, ponieważ wspomaganie jest procesem długoterminowym, trwającym od kilku godzin do kilkudziesięciu miesięcy lub nawet kilku lat. Opracowany zestaw trzech algorytmów umożliwia realizację automatycznego prowadzenia procesu wspomagania niewydolnych komór serca bez udziału personelu medycznego przy zmiennych warunkach hemodynamicznych, zatem **cel pracy został osiągnięty i teza obroniona**.

Interesujące są implementacje testów w zaproponowanych algorytmach sterowania, w wyniku których dokonywana jest detekcja stanów całkowitego napełnienia sztucznej komory oraz stanu pełnego wyrzutu (praca w takich warunkach umożliwia lepsze obmywanie komory krwistej, co zapobiega powstawaniu zakrzepów krwi). Nasuwa się tylko uwaga, że autor mógł lepiej opisać od strony formalnej (matematycznej) implementacje wspomnianych testów.

10 Ocena końcowa

Stwierdzam, że rozprawa doktorska mgr inż. Bartłomieja Fajdka pt. *“Adaptacyjny układ sterowania urządzenia wspomagającego pracę komór 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. Rozprawa ta stanowi oryginalne rozwiązanie problemu naukowego polegającego na opracowaniu algorytmów sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę niewydolnego serca, które adaptują się do zmiennych warunków hemodynamicznych. Rozprawa wykazuje bogatą ogólną wiedzę teoretyczną mgr inż. Bartłomieja Fajdka w dyscyplinie naukowej **automatyka i robotyka** mieszczącej się – wg nowej klasyfikacji, w dyscyplinie **automatyka, elektronika i elektrotechnika**. Wnioskuje o dopuszczenie mgr inż. Bartłomieja Fajdka do publicznej obrony.



