

POLITECHNIKA WARSZAWSKA

WYDZIAŁ MECHATRONIKI

Rozprawa doktorska

mgr inż. Bartłomiej Fajdek

Adaptacyjny układ sterowania urządzenia wspomagającego
pracę komórek serca

Promotor:
prof. dr hab. inż. Krzysztof Janiszowski

WARSZAWA 2019

Streszczenie

Bazą przedstawionych badań były doświadczenia zebrane podczas udziału w projekcie badawczym "Program Polskie Sztuczne Serce 2007-2012". Istotą badań przygotowywanej pracy doktorskiej było przeprowadzenie badań, opracowanie algorytmów i w efekcie przygotowanie adaptacyjnego algorytmu sterowania urządzenia wspomagającego pracę serca. Badany układ składa się z pozaustrojowej komory wspomagania POLVAD-EXT oraz sterownika z serii POLPDU. W ramach przeprowadzonych badań opracowano oraz zaimplementowano model układu krążenia oraz modele sztucznej komory serca w pakiecie PExSim. Przeprowadzono badania symulacyjne, które umożliwiły m.in. opracowanie prototypowych wersji testów diagnostycznych oraz adaptacyjnego układu sterowania. Szczególnie cenne są także wyniki symulacyjne umożliwiające ocenę wpływu zmian poszczególnych parametrów układu krążenia, parametrów urządzenia wspomagającego na układ krążenia. W dalszej części skupiono się na opracowaniu układu sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę komór serca. W ramach prac przeprowadzono analizę istniejącego rozwiązania tzn. jednostki napędowej POLPDU-501 zasilającej pompę POLVAD-EXT. Sterowanie jednostki POLPDU-501 jest aktualnie wykonywane ręcznie - w pętli otwartej, tzn. personel medyczny nastawia parametry działania, a sterownik je realizuje. Układ nie adaptuje się do zmiennych warunków hemodynamicznych. Celem badań było opracowanie algorytmów sterowania torami pneumatycznymi urządzenia POLPDU-501. W ramach prac opracowano algorytmy automatycznego sterowania z elementami adaptacji zarówno w trybie pracy synchronicznej, jak i w trybie pracy asynchronicznej. Opracowane oraz zaimplementowane algorytmy zostały zweryfikowane na stanowisku laboratoryjnym. Badano m.in. wpływ zmiany częstotliwości pracy serca, wpływ zmian środka ciężkości sztucznej komory serca w stosunku do położenia środka ciężkości wspomaganey komory, wpływ zmian oporów w układzie krążenia na działanie poszczególnych algorytmów sterowania. W pracy zawarto opis działania wszystkich opracowanych w ramach pracy algorytmów sterowania. Zdaniem autora opracowano zestaw algorytmów, który umożliwia realizację automatycznego prowadzenia procesu wspomagan

niewydolnych komór serca, bez udziału personelu medycznego, przy zmiennych warunkach hemodynamicznych.

Słowa kluczowe: *sztuczna komora serca, wspomaganie pracy serca, sterowanie, adaptacja, diagnostyka sztucznej komory serca.*

Abstract

The presented research was based on the experience gained during participation in the Polish Artificial Heart Program 2007-2012 research project. The main goal of the Ph.D. thesis was to carry out research, develop algorithms and prepare an adaptive control algorithm for the POLVAD heart assist device as a result. The tested system consists of the POLVAD-EXT assist pump and the POLPDU series driver. As part of the research, a model of the circulatory system and models of the POLVAD pump were developed and implemented in the PExSim package. Simulation studies were carried out, which enabled the development of prototype versions of diagnostic tests and an adaptive control system. The results obtained during simulations are particularly valuable. They enable assessment of the impact of changes in particular parameters of the circulatory system and changes in parameters of the assist device on the circulatory system. In the further part, the focus was on the development of the pneumatic control system of a ventricular assist device. As part of the work, an analysis of the existing solution, the POLPDU-501 drive unit supplying the POLVAD-EXT pump was carried out. The POLPDU-501 unit is currently controlled manually - in the open-loop, the medical staff sets the operating parameters and the controller implements them. The system does not adapt to varying hemodynamic conditions. The research aimed to develop algorithms for pneumatic control of the POLPDU-501 device. As part of the work, algorithms for automatic control with adaptation elements were developed both for synchronous and asynchronous mode. The developed and implemented algorithms have been verified on the laboratory stand. Many different laboratory tests were performed: the impact of changes in heart rate, the impact of changes in the center of gravity of the artificial ventricle towards the location of the center of gravity of the assisted ventricle, the influence of resistance changes in the circulatory system on the operation of developed control algorithms. A description of the operation of all control algorithms developed as part of the work is included. According to the author, a set of algorithms has been developed that enables the automatic control of the ventricular assist device under varying hemodynamic conditions without the need for medical personnel to participate.

Keywords: *artificial heart chamber, heart assist, control, adaptation, assist device diagnostics.*

Spis treści

1	Wprowadzenie	9
1.1	Układ krążenia człowieka	10
1.2	Historia wspomaganie serca	16
1.3	Klasyfikacja urządzeń do wspomaganie serca	19
1.4	Wspomaganie serca w Polsce	26
1.5	Wpływ wspomaganie na układ krążenia człowieka	29
2	Cel i teza pracy	31
3	Modelowanie układu krążenia oraz układu wspomaganie pracy komórek serca	33
3.1	Modelowanie analityczne układu krążenia	33
3.2	Modelowanie krążenia wieńcowego	40
3.3	Modelowanie działania sztucznej komory serca	44
3.3.1	Model w oparciu o równania pracy serca	44
3.3.2	Model analityczny	47
3.3.3	Model nieliniowy autoregresyjny z zewnętrznym wejściem	51
3.3.4	Model neuronowy	54
3.3.5	Podsumowanie wyników uzyskanych za pomocą różnych modeli	57
3.4	Symulacja stanów prawidłowych oraz patologicznych	58
3.5	Symulacja pracy urządzenia wspomagającego	67
3.6	Symulacja wpływu trybu pracy na skuteczność wspomaganie	70
3.7	Podsumowanie prac dotyczących modelowania	76
4	Opracowanie koncepcji układu sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę komórek serca	78
4.1	Analiza układu sterowania zespołu zasilania POLPDU-501	78
4.2	Badania przeprowadzone w celu modyfikacji struktury oraz poszczególnych elementów układu zasilania pneumatycznego	83
4.3	Dobór objętości zbiorników nadciśnienia oraz podciśnienia	85

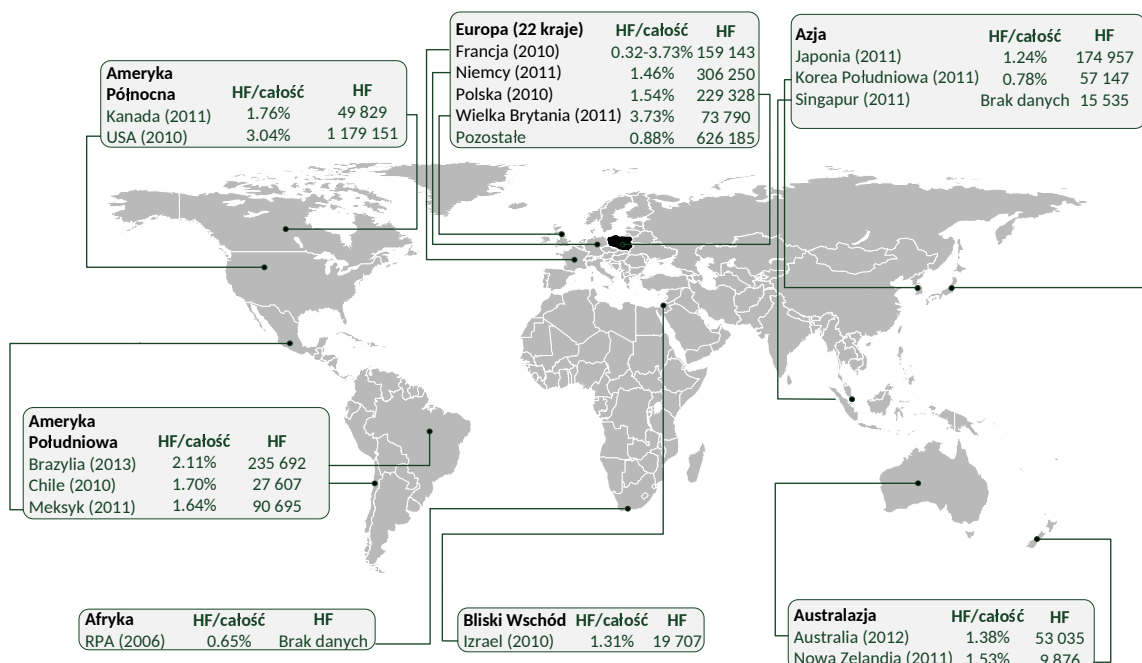
4.4	Dobór parametrów pracy układu sterującego – liczba zaworów dopuszczających powietrze do zbiornika VP	90
4.5	Analiza możliwości zastosowania w układzie pneumatycznym zaworu proporcjonalnego typu MPYE	92
4.6	Podsumowanie etapu analizy konstrukcji sterownika	98
5	Opracowanie algorytmu sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę komór serca	100
5.1	Wprowadzenie	100
5.2	Opis stanowiska badawczego	101
5.3	Badanie wpływu zmiany parametrów pracy modelu układu krążenia na wydatek minutowy	103
5.4	Wymagania stawiane algorytmowi sterowania adaptacyjnego	106
5.5	Opracowanie regulatora niskopoziomowego	107
5.6	Opracowanie algorytmu adaptacyjnego	109
5.6.1	Algorytmy detekcji stanu sztucznej komory serca	109
5.6.2	Algorytm detekcji całkowitego napełnienia sztucznej komory serca	111
5.6.3	Algorytm detekcji pełnego wyrzutu ze sztucznej komory serca	115
5.7	Algorytm adaptacyjny krokowy R0	118
5.7.1	Schemat blokowy algorytmu adaptacyjnego krokowego R0	120
5.7.2	Wyniki działania algorytmu adaptacyjnego krokowego R0 na stanowisku badawczym	121
5.7.3	Podsumowanie	128
5.8	Algorytm adaptacyjny rozmyty R1	128
5.8.1	Schemat blokowy algorytmu adaptacyjnego rozmytego R1	133
5.8.2	Wyniki działania algorytmu adaptacyjnego rozmytego R1 na stanowisku badawczym	134
5.8.3	Podsumowanie	140
5.9	Algorytm adaptacyjny rozmyty R2	141
5.9.1	Badanie wpływ zmiany częstotliwości pracy serca na działanie algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2	146
5.9.2	Badanie wpływ położenia środka ciężkości komory na działanie algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2	148
5.9.3	Badanie wpływu zmian w oporach układu krążenia na działanie algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2	150
5.9.4	Badanie wpływu zmian oporów układu krążenia wieńcowego na działanie algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2	152
5.9.5	Podsumowanie	154

5.10	Algorytm adaptacyjny rozmyty R2 w połączeniu przedwzrostowym	154
5.11	Algorytm adaptacyjny rozmyty R2 w trybie asynchronicznym	157
5.11.1	Schemat blokowy algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 działającego w trybie asynchronicznym	159
5.11.2	Wyniki na stanowisku badawczym	160
5.12	Podsumowanie	162
6	Wnioski końcowe	164
	Załączniki	193
A	Badanie wpływu zmian parametrów w modelu układu krążenia	194
B	Wyniki eksperymentalne doboru nastaw PID dla regulatora niskopoziomowego	206

Rozdział 1

Wprowadzenie

Obecnie obserwuje się ciągły wzrost liczby pacjentów zmagających się z niewydolnością serca. Choroby sercowo-naczyniowe (ang. Cardiovascular Disease - CVD) stanowią główną przyczynę śmierci w krajach rozwiniętych. Pomimo widocznej w Polsce od początku lat 90. tendencji spadkowej zgonów wywołanych chorobami układu sercowo-naczyniowego, według GUS¹ choroby typu CVD stanowią nadal główną przyczynę zgonów (w 2010 - 46% wszystkich zgonów). Nie jest to specyfika wyłącznie Polski. Na całym świecie sytuacja jest podobna. Na mapie 1.1 przedstawiono liczbę hospitalizacji szpitalnych, których główną przyczyną była niewydolność serca.



Rysunek 1.1: Mapa hospitalizacji z powodu niewydolności serca na świecie. Oznaczenia: HF/całość - procentowy udział hospitalizacji spowodowanych niewydolnością serca do wszystkich hospitalizacji, HF - liczba zgłoszonych hospitalizacji, dane [108]

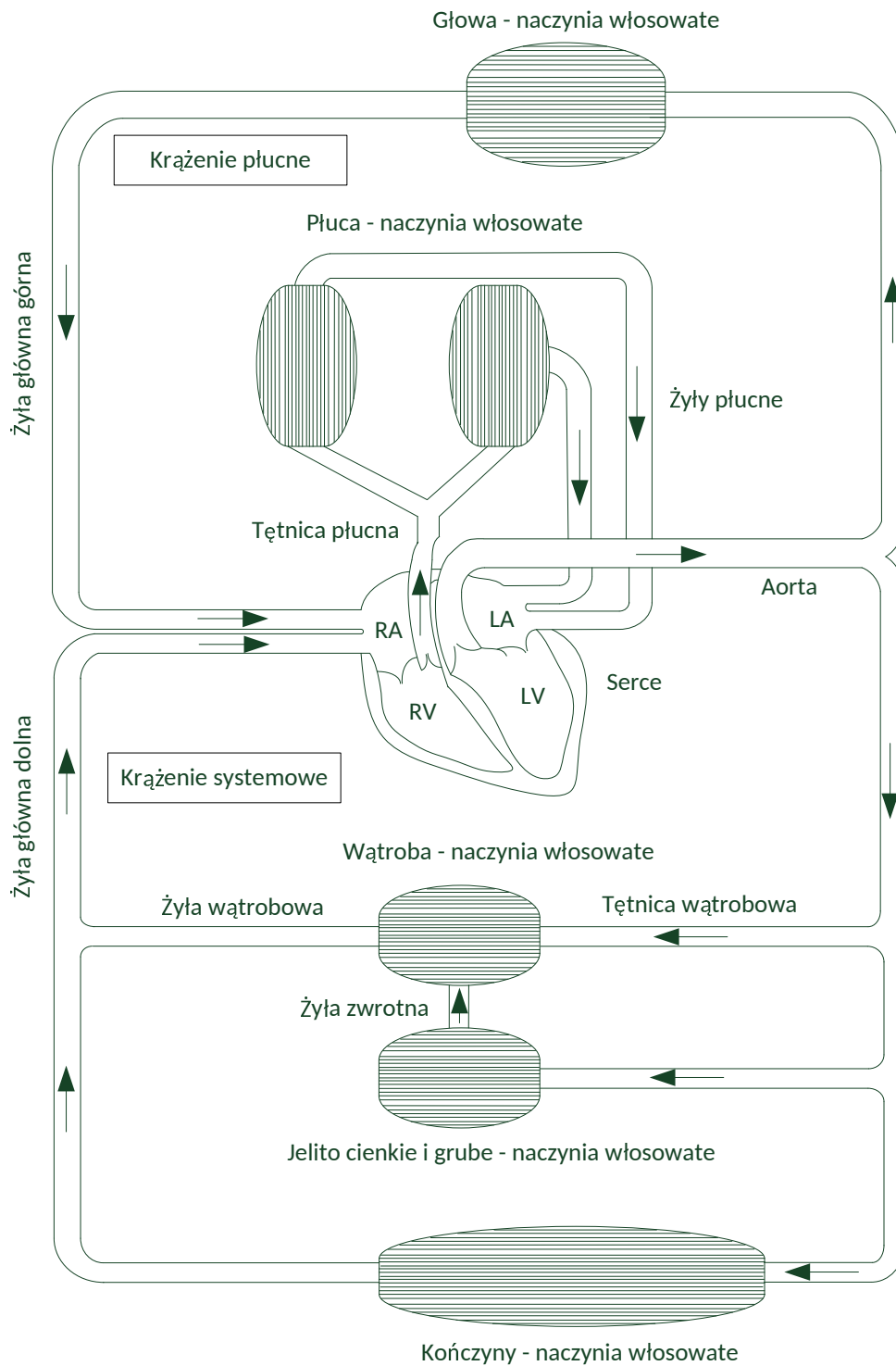
¹Główny Urząd Statystyczny - <http://www.stat.gov.pl>

Przewiduje się, że liczba pacjentów z niewydolnością serca zwiększy się wraz z postępującym procesem starzenia się społeczeństw w krajach rozwiniętych. W Stanach Zjednoczonych Ameryki Północnej w 2012 roku było 5,8 milionów pacjentów z niewydolnością serca, natomiast szacuje się, że do 2030 roku liczba ta może zwiększyć się do 8,5 miliona [48, 108]. Wyraźnie widzimy (rys 1.1) jak duży odsetek wszystkich hospitalizacji stanowią choroby związane z niewydolnością serca. W Polsce ten odsetek jest jednym z największych wśród krajów europejskich biorących udział w badaniach. Dodatkowo należy zaznaczyć, że liczby te mogą być niedokładnie oszacowane w związku z faktem, że choroby związane z niewydolnością serca mogły zostać zarejestrowane jako druga diagnoza lub mogły nie zostać w ogóle odnotowane. Koszty leczenia osób z niewydolnością serca w Ameryce Północnej [81], Europie [95] oraz Ameryce Południowej [10] stanowią od 1 do 3% kosztów całej opieki zdrowotnej [108]. W Niemczech wysokość kosztów poniesionych na ten cel w 2006 roku wyniósł 2,9 miliardów euro. W Stanach Zjednoczonych Ameryki Północnej szacuje się, że koszty z 20,9 miliardów dolarów w 2012 roku mogą wzrosnąć do 53,1 miliardów dolarów w 2030 roku [48].

W wielu przypadkach, np. u pacjentów z ciężką lub schyłkową niewydolnością serca, terapią ostatniej szansy jest transplantacja mięśnia sercowego [159]. Jednak nadal istnieje duża rozbieżność pomiędzy liczbą potencjalnych kandydatów do przeszczepu serca, a liczbą dostępnych dawców. Czas oczekiwania na transplantację jest różny w zależności od wielu czynników jak np. grupy krwi. Jednak czynnikiem decydującym jest stan pacjenta. W Polsce wykonuje się w skali roku około 2-3 razy mniej operacji przeszczepu niż jest to wymagane. W Stanach Zjednoczonych statystyki te prezentują się jeszcze gorzej. Szacuje się, że u ok. 100-150 tys. pacjentów rocznie konieczny jest przeszczep, natomiast dawców jest zaledwie ok. 20 tysięcy. Jedną z możliwych metod leczenia, w przypadku ciężkiej niewydolności serca, jest zastosowanie mechatronicznego układu wspomagającego, który umożliwia całkowite lub częściowe odciążenie mięśnia sercowego.

1.1 Układ krążenia człowieka

Znajomość procesów hemodynamicznych zachodzących w układzie krążenia jest niezbędne w celu opracowania układu sterowania do wspomagania pracy komór serca. Krążenie krwi umożliwia odnowę wewnętrzną organizmu oraz zapewnienie odpowiedniego poziomu homeostazy (hemodynamiki) [144]. Aby dostarczyć odpowiednie wartości odżywcze oraz zapewnić potrzeby immunologiczne wszystkim komórkom ciała, krew utrzymywana jest w ciągłym ruchu. Na rysunku 1.2 przedstawiono schemat układu krążenia człowieka.



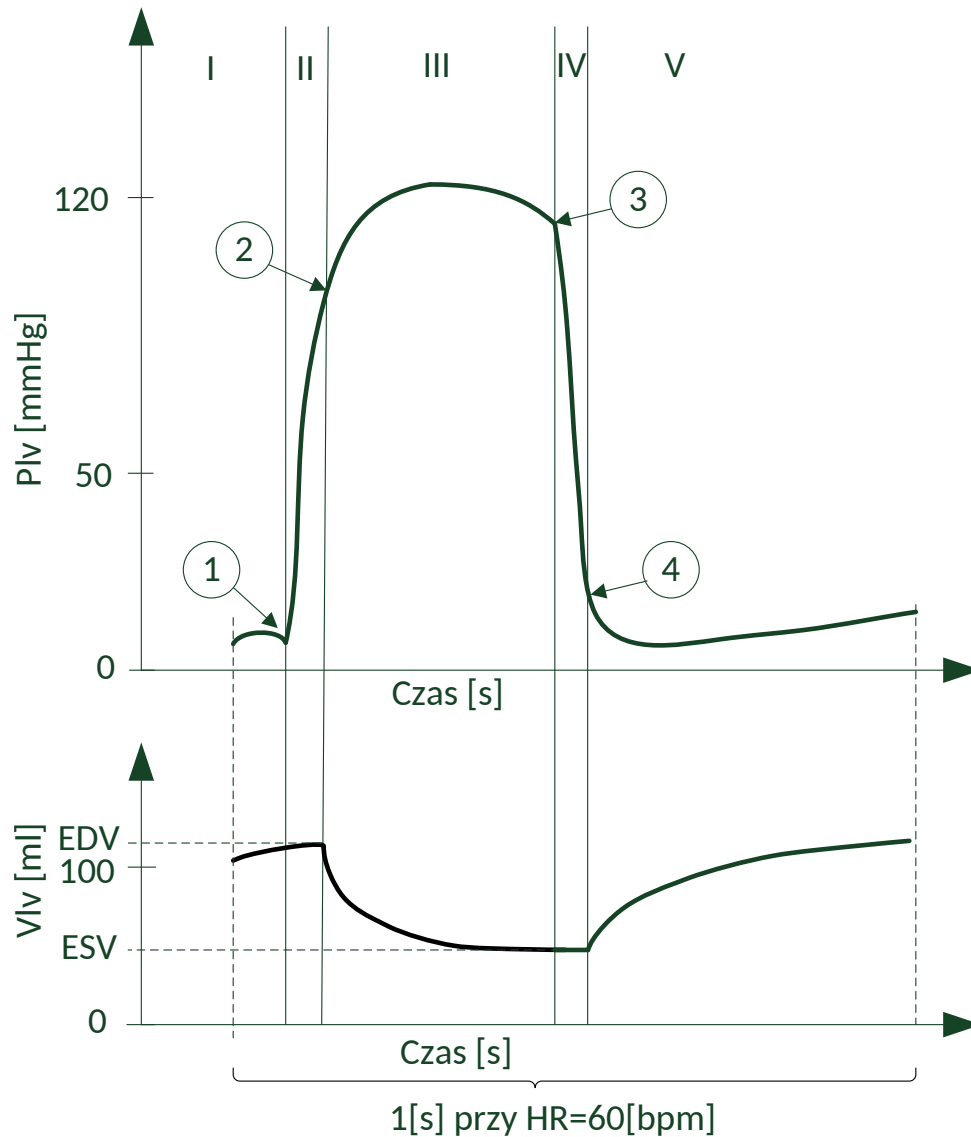
Rysunek 1.2: Schemat układu krążenia człowieka RA - prawy przedsionek, LA - lewy przedsionek, RV - prawa komora, LV - lewa komora

Serce można postrzeć funkcjonalnie jako dwie pompy z krążeniem płucnym oraz systemowym znajdującymi się pomiędzy nimi [58]. Możemy więc wyróżnić tzw. krwiobieg mały związany z krążeniem płucnym oraz tzw. krwiobieg duży związany z krążeniem systemowym. Krążenie płucne jest odpowiedzialne za transport krwi do płuc, gdzie następuje wymiana gazowa. Krążenie systemowe obejmuje wszystkie naczynia krwionośne wewnątrz

oraz na zewnątrz wszystkich narządów oprócz płuc. Prawy przedsionek otrzymuje krew żylną z krążenia ogólnoustrojowego, a prawa komora pompuje ją do krążenia płucnego, gdzie następuje oczyszczanie krwi z dwutlenku węgla oraz dostarczany jest tlen. Proces zachodzi w pęcherzykach płucnych. Następnie krew opuszczająca płuca wpływa do lewego przedsionka oraz lewej komory. Lewa komora wyrzuca krew do aorty, która następnie rozprowadza krew do wszystkich narządów za pośrednictwem tętnic. W obrębie poszczególnych narządów żyły rozgałęziają się na coraz mniejsze, aż w pewnym momencie przechodzą w naczynia włosowate, które są głównym miejscem wymiany. Krew rozprowadza po organach tlen, substancje odżywcze, wodę itp. Z tkanek odprowadza natomiast wszelkie metabolity, w tym dwutlenek węgla. Krew z naczyń włosowatych jest transportowana przez żyły do żyły głównej (górna oraz dolna), a następnie do prawego przedsionka.

Z punktu widzenia wspomagania najistotniejszym elementem układu krążenia jest serce. Oczywiście pozostałe elementy układu także mają znaczenie dla procesu wspomagania pracy serca, jednak głównie analizowana jest skuteczność pracy mięśnia sercowego. Cykl pracy serca możemy podzielić na dwie fazy: skurcz (systola) oraz rozkurcz (diastola). Diastola to okres, w którym komory są rozluźnione. Krew płynie biernie z lewego przedsionka (ang. Left Atrium - LA) i prawego przedsionka (ang. Right Atrium - RA) do lewej komory (ang. Left Ventricle - LV) i prawej komory (ang. Right Ventricle - RV). Krew przepływa przez zastawki przedsionkowo-komorowe (mitralną i trójdzielną), które oddzielają przedsionki od komór. Prawy przedsionek otrzymuje krew żylną z ciała przez żyłę główną górną (SVC) i żyłę główną dolną (IVC). Lewy przedsionek otrzymuje natlenioną krew z płuc przez cztery żyły płucne. Pod koniec tej fazy oba przedsionki kurczą się, co powoduje dodatkowy napływ krwi do komór. W trakcie trwania systoli lewa i prawa komora serca kurczą się oraz wyrzucają krew odpowiednio do aorty i tętnicy płucnej. Podczas skurczu zastawki aortalna oraz płucna otwierają się. Zastawki przedsionkowo-komorowe są zamknięte podczas skurczu, dzięki czemu krew nie przedostaje się do przedsionków.

Na rysunku 1.3 przedstawiono przebieg ciśnienia oraz zmiany objętości w lewej komorze serca w trakcie trwania kompletnego pojedynczego cyklu pracy serca.

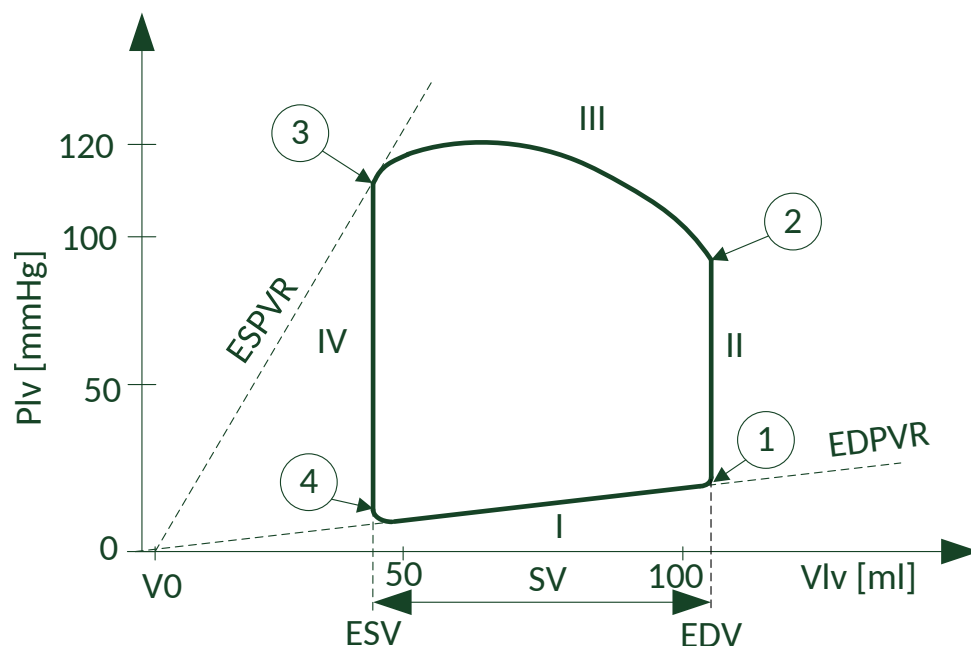


Rysunek 1.3: Przebieg ciśnienia oraz objętości w lewej komorze serca podczas jednego cyklu pracy serca

Cykl pracy serca można podzielić na cztery podstawowe fazy: napełnianie komory (faza I), skurcz izowolumetryczny (faza II), wyrzut z komory (faza III) oraz rozkurcz izowolumetryczny (faza IV). Punkt 1 na pętli ciśnienie-objętość (ang. PV) to ciśnienie i objętość na końcu napełniania lewej komory (rozkurcz), a zatem reprezentuje końcowe ciśnienie rozkurczowe oraz objętość końcowo-rozkurczową (EDV) dla lewej komory. Ponieważ komora zaczyna się kurczyć izowolumetrycznie (faza II), zastawka mitralna zamyka się i ciśnienie w lewej komorze (P_{lv}) wzrasta, ale objętość lewej komory (V_{lv}) pozostaje taka sama, co powoduje powstanie linii pionowej (wszystkie zastawki są zamknięte). Gdy ciśnienie P_{lv} przekroczy ciśnienie rozkurczowe aorty, otwiera się zastawka aortalna (punkt 2) i rozpoczyna się wyrzut (faza III). Podczas tej fazy objętość lewej komory V_{lv} zmniejsza się wraz ze wzrostem ciśnienia P_{lv} do wartości szczytowej (szczytowe ciśnienie skurczowe), a następnie zmniejsza się, gdy komora zaczyna się rozluźniać. Po zamknięciu zastawki aortalnej (punkt 3) wyrzut ustaje

i komora rozluźnia się izowolumetrycznie – to znaczy, ciśnienie P_{lv} spada, ale objętość V_{lv} pozostaje niezmienną, dlatego linia jest pionowa (wszystkie zastawki są zamknięte). Objętość V_{lv} w tym czasie jest objętością końcowo-skurczową (ESV). Gdy ciśnienie P_{lv} spadnie poniżej ciśnienia w lewym przedsionku, otwiera się zastawka mitralna (punkt 4) i komora zaczyna się napełniać. Początkowo ciśnienie P_{lv} nadal spada ponieważ komora nadal się rozluźnia. Jednak po całkowitym rozluźnieniu komory ciśnienie stopniowo wzrasta wraz ze wzrostem objętości V_{lv} .

Kolejnym bardzo istotnym z punktu widzenia pracy serca jest przebieg zmian ciśnienia w funkcji zmian objętości. Tu także zaobserwowano wszystkie fazy pracy serca. Przykładowa pętla pracy lewej komory serca przedstawiona jest na rys. 1.4.



Rysunek 1.4: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość na przykładzie lewej komory serca (I - napełnianie, II - skurcz izowolumetryczny, III - wyrzut, IV- rozkurcz izowolumetryczny)

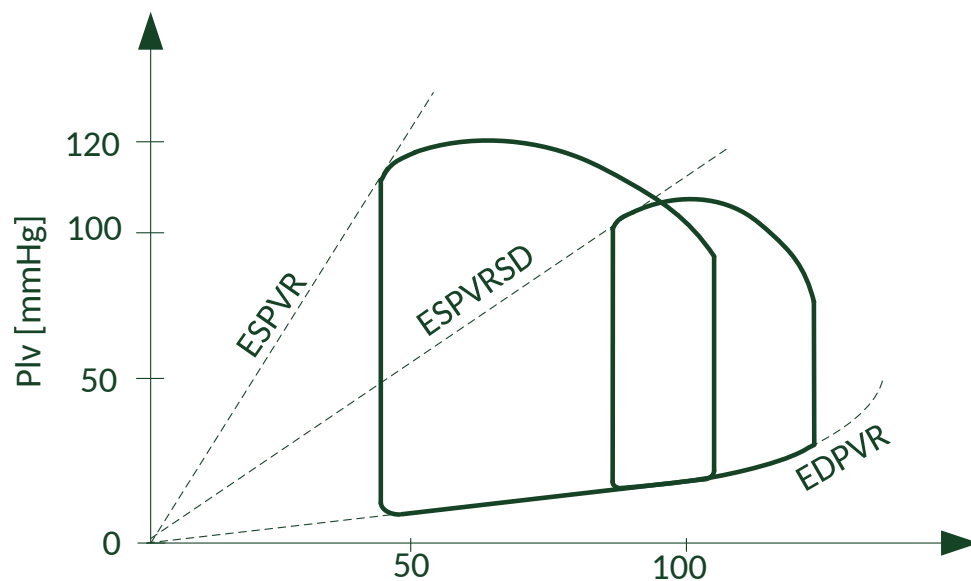
Analiza pętli pracy serca (na płaszczyźnie ciśnienie-objętość) umożliwia określenie bilansu energetycznego dla komory serca, jak i wartości rzutu jednostkowego SV (ang. Stroke Volume). Pośrednio pozwala więc na wyznaczenie wielkości rzutu minutowego, który jest iloczynem częstości akcji serca oraz wartości SV i jest głównym parametrem oceny efektywności pracy komory serca.

$$CO = SV \cdot HR \quad (1.1)$$

gdzie: CO - rzut minutowy [ml/min lub l/min], SV - rzut jednostkowy [ml/wyrzut], HR - częstość pracy serca [bpm].

Typową wartością rzutu minutowego dla osoby dorosłej wynosi od 5 do 6 [l/min] [58]. Wypełnianie komór odbywa się wzdłuż tzw. końcowo-rozkurczowej zależności ciśnienia

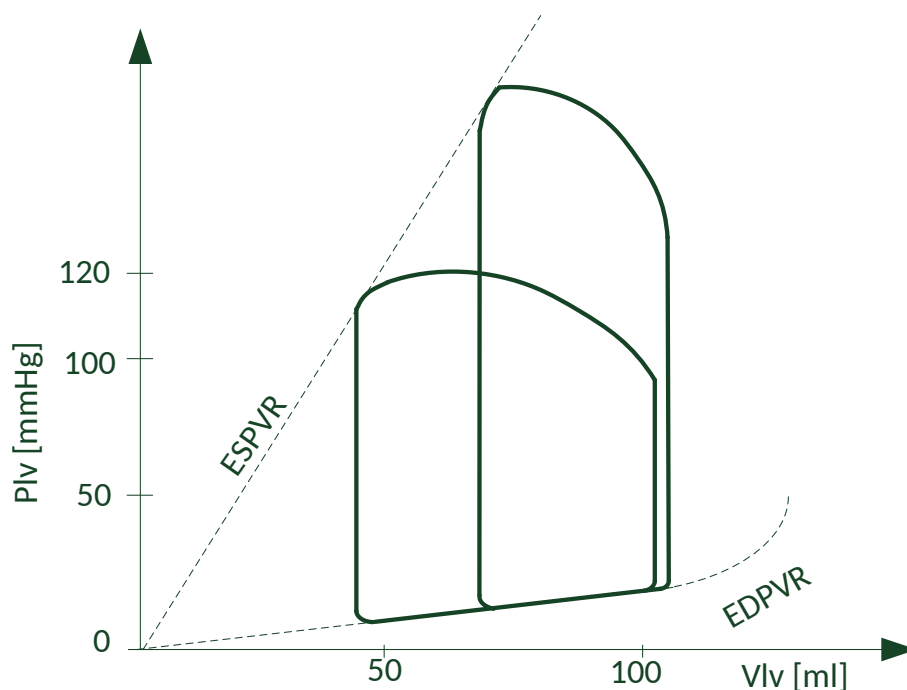
od objętości (ang. End Diastolic Pressure Volume Relationship - EDPVR). Nachylenie krzywej EDPVR jest odwrotnością podatności komory. Z tego powodu zmiany podatności komory zmieniają nachylenie krzywej. Na przykład w przypadku przerostu lewej komory, komora jest mniej podatna (tj. jest bardziej sztywna), a zatem nachylenie krzywej jest zwiększone. Powoduje to wyższe ciśnienie podczas napełniania komory przy danej objętości komory. Innym przykładem, w jaki sposób można doprowadzić do zmiany przebiegu krzywej EDPVR, jest przewlekłe rozszerzanie się komory (przerost), jak to ma miejsce w kardiomiopatii rozstrzeniowej lub w chorobie zastawek. Rozszerzona komora ma większą podatność bierną i dlatego nachylenie krzywej jest zmniejszone. Powoduje to obniżenie ciśnienia w komorach podczas napełniania przy danej objętości komory. Jedną z bardziej interesujących, z punktu widzenia wspomagania, dysfunkcji pracy serca jest upośledzenie fazy systoli. Dysfunkcja skurczowa odnosi się do utraty inotropii. Utrata inotropii sercowej (tzn. zmniejszona kurczliwość) powoduje przesunięcie w dół krzywej Franka-Starlinga. Spadek elastancji końcowo-skurczowej powoduje obrót krzywej ESPVR zgodnie ze wskazówkami zegara. Powoduje to zwiększenie objętości końcowo-skurczowej ESV, zwiększenie objętości końcowo-rozkurczowej EDV oraz spadek ciśnienia końcowo-skurczowego. Powierzchnia pętli PV maleje. Wyraźny jest spadek rzutu minutowego. Wzrost obciążenia wstępnego (preload) jest odpowiedzią kompensacyjną w celu utrzymania prawidłowego rzutu minutowego.



Rysunek 1.5: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość na przykładzie lewej komory serca przy dysfunkcji systoli (końcówka SD oznacza dysfunkcję systoli ang. Systolic Dysfunction)

Wzrost oporności obwodowej (ang. afterload) układu krążenia powoduje przesunięcie pętli PV w prawo, wzrost objętości końcowo-skurczowej oraz zmniejszenie powierzchni pętli serca oraz rzutu jednostkowego. Zwiększona objętość końcowo-skurczowa prowadzi do wtórnego wzrostu objętości końcowo-rozkurczowej, ponieważ więcej krwi pozostaje w komorze po

wyrzucie oraz jest ona dodawana do krwi żyłnej, zwiększając tym samym wypełnienie komory. Ten wtórny wzrost obciążenia wstępnego umożliwia komórce na kurczenie się z większą siłą, zgodnie z prawem Franka-Sterlinga, co prowadzi do częściowej kompensacji zmniejszonego rzutu minutowego. Dla zdrowego człowieka zmiany obciążenia następczego (ang. afterload) nie mają dużego wpływu na zmiany w rzucie minutowym. Inaczej jest jednak w przypadku pacjentów z niewydolną komorą, u których objętość końcowo-skurczowa jest już maksymalna. Wzrost obciążenia powoduje u nich znaczne zmniejszenia rzutu minutowego.



Rysunek 1.6: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość na przykładzie lewej komory serca przy wzroście oporności obwodowej (afterload).

Wzrost objętości szczątkowej (tej, która pozostaje w komorze po wyrzucie) powoduje równoległe przesunięcie charakterystyki ESPVR w prawo.

1.2 Historia wspomaganie serca

Pomysł, by układ krwionośny człowieka wspomagać przy pomocy technologii nie jest rzeczą nową. Już w 1812 roku Julien-Jean Cesar LeGallois francuski fizjolog przedstawił jako pierwszy zasady obiegu pozaustrojowego [37, 41, 54, 67]. Zasugerował on możliwość zastąpienia funkcji serca ciągłym dostarczaniem naturalnej lub sztucznej krwi (w przypadku technicznych możliwości).

W 1935 roku Charles Lindbergh skonstruował pozaustrojową pompę do perfuzji narządów [73] (dostarczania narządom w próbówce odpowiednich ilości płynów ustrojowych).

Pierwszy prototyp sztucznego serca na świecie został wykonany przez rosyjskiego naukowca W.P. Demichowa. Była to membranowa pompa krwi uruchamiana za pomocą silnika elektrycznego. Składała się z dwóch połączonych ze sobą komór, których zadaniem było zastąpienie serca. Przy pomocy tego urządzenia, w roku 1937, udało się utrzymać przy życiu psa przez 2 godziny 30 minut, po czym z przyczyn technicznych test został zatrzymany [19, 115].

Dalsze prace kliniczne były przeprowadzane przez wiele zespołów badawczych w latach 50. XX wieku w Stanach Zjednoczonych Ameryki Północnej. T. Akutsu i W. Kolff w 1957 roku skonstruowali sztuczne serce o napędzie pneumatycznym oraz przy jego użyciu przeprowadzili eksperyment zastosowania go u psa [19, 146]. Udało się przez 90 min utrzymać psa przy życiu. Głównym osiągnięciem badaczy było wprowadzenie napędu pneumatycznego. Znacznie przyspieszyło to wdrożenie kliniczne sztucznego serca.

W roku 1964, w wyniku usilnych starań dr. Micheala DeBakeya, prezydent Johnson uruchomił Narodowy Program Sztucznego Serca w Stanach Zjednoczonych Ameryki Północnej (ang. US Artificial Heart Program) [30, 41, 89, 100]. Celem programu było opracowanie sztucznego serca (ang. Total Artificial Heart) w ciągu najbliższych 10 lat. Początkowy budżet programu został ustalony na 300 milionów dolarów. W wyniku przeprowadzonych prac w 1969 roku dr. D. A. Cooley przeprowadził pierwszą implantację sztucznego serca skonstruowanego przez dr. Domingo Liotta [20]. Urządzenie zastosowano jako pomost do transplantacji serca od dawcy. Pacjent (47 letni) był skutecznie wspomagany przez urządzenie przez prawie 3 dni, do momentu otrzymania serca od dawcy.

Kolejna operacja implantacji sztucznego serca odbyła się w 1981 roku. T. Akatsu, który dołączył do zespołu dr. D.A. Cooleya, przeszczepił pacjentowi, po komplikacji wszczepienia baypasów, sztuczne serce. Urządzenie w trakcie pracy generowało przepływ na poziomie od 3.5 do 4 l/min. Pacjent był utrzymywany przy życiu przez 27 godzin, do momentu przeszczepu serca od dawcy [146].

Od 1970 roku na Uniwersytecie w Utha prowadzone były także badania nad opracowaniem sztucznego serca zainicjowane przez dr. Kolffa [41, 146]. W wyniku prac opracowana została przez dr. Roberta Jarvika pierwsza wersja urządzenia Jarvic-7 przeznaczonego do całkowitego zastąpienia pracy serca [54]. Urządzenie składa się z dwóch komór z komorami powietrznymi oraz sześciu tytanowych zastawek z przyłączami do przedsionków serca. Pompa jest napędzana pneumatycznie oraz wyposażona w zewnętrzne źródło energii. W roku 1982 Wiliam de Vries (USA, Utah) przeprowadził pierwszą na świecie operację wszczepienia sztucznego serca (Jarvic-7), jako organu docelowo zastępującego serce naturalne. Pacjent przeżył dzięki niemu 112 dni [91]. W późniejszych czasach jedynie 4 razy stosowano sztuczne serce w tym celu. Najdłużej pacjent przeżył 620 dni. W 1991 roku, po 198 wszczepieniach, ze względu na liczne nieprawidłowości w finansowaniu projektu oraz z powodu komplikacji po wszczepieniu urządzenia (duże ryzyko wykrzepień), zablokowano możliwość stosowania

urządzenia. Dopiero w 1993 roku, po zmianie nazwy na Cardiowest, zaczęto ponownie stosować urządzenie. W ciągu kolejnych 5 lat Cardiowest został wszczepiony 114 pacjentom z czego 27 osób pochodziło ze Stanów Zjednoczonych Ameryki Północnej.

W 1988 roku został ogłoszony przez Narodowy Instytut Zdrowia Stanów Zjednoczonych Ameryki Północnej program budowy całkowicie wszczepialnego sztucznego serca. W wyniku programu powstały sztuczne serca:

- PennState/3M [132, 150] – system oparty na bezszczotkowym silniku prądu stałego i śrubowym mechanizmie popychającym membranę,
- Cleveland Clinic/Nimbus [47, 77, 99, 113] – system napędzany elektrohydraulicznie, tłoki naprzemiennie uruchamiające wyrzut z prawej lub lewej komory,
- Texas Heart Institute/Abiomed [15, 55, 116] – system napędzany pompą odśrodkową.

W 1984 roku urząd "The Centers for Medicare and Medicaid Services" (CMS) opublikował strategię stosowania mechanicznego wspomaganie serca. Zostały one przedstawione w tabeli 1.1.

Tabela 1.1: Strategie wszczepiania mechanicznego wspomaganie serca

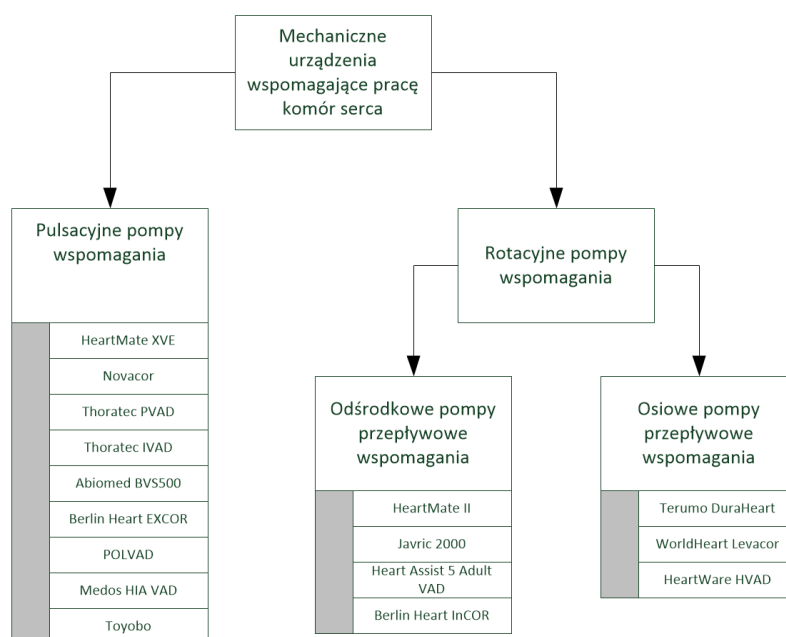
Strategia	Definicja	Docelowa Populacja
Pomost do przeszczepu - Bridge to transplant (BTT)	Przeznaczona dla pacjentów umieszczonych na liście do transplantacji u których wystąpi całkowita dysfunkcja pracy serca zanim organ do przeszczepu będzie dostępny.	Pacjenci z postępującą dysfunkcją narządu, dla których spodziewany jest znaczny czas oczekiwania na przeszczep (np. rzadka grupa krwi 0) lub wymagają poprawy jakości życia w trakcie oczekiwania na przeszczep.
Pomost do kandydatury - Bridge to candidacy (BTC)	Przeznaczona dla pacjentów, którzy nie znajdują się na liście do transplantacji organu oraz nie posiadają definitywnych przeciwwskazań do przeszczepu.	Pacjenci, którzy mogą być uprawnieni do przeszczepu po okresie wspomaganie mechanicznego, które umożliwi poprawę pracy, odciążenie oraz regenerację tkankową organu lub zmianę stylu życia chorego (np. utrata wagi, rzucenie palenia).
Terapia docelowa - Destination therapy (DT)	Przeznaczona dla pacjentów, którzy wymagają wspomaganie długoterminowego oraz posiadają definitywne przeciwwskazania do przeszczepu organu.	Starsi pacjenci (więcej niż 70 lat) lub posiadający wiele chorób współistniejących, którzy wymagają tylko wspomaganie lewokomorowego.
Pomost do regeneracji - Bridge to recovery (BTR)	Przeznaczona dla pacjentów, którzy wymagają tymczasowego wspomaganie serca. W czasie wspomaganie spodziewana jest regeneracja niewydolnego organu. Po zakończeniu mechanicznego wspomaganie nie jest konieczny przeszczep serca.	Pacjenci z odwracalną niewydolnością serca np. po zawale mięśnia sercowego, niewydolność po kardiotoronii, piorunujące zapalenie mięśnia sercowego lub kardiomiopatia okołoporodowa.

Część prac badawczych zostało przekierowanych na opracowanie urządzeń umożliwiających wspomaganie serca do czasu uzyskania organu od dawcy. W tym przypadku mechaniczne wspomaganie może zastępować pracę serca bez konieczności usuwania serca. W 1992 roku Agencja Żywności i Leków Stanów Zjednoczonych Ameryki Północnej (ang. Food and Drug Administration - FDA) zatwierdziła Abiomed 5000 jako urządzenie umożliwiające oczekiwanie pacjenta na transplantację serca. W 1994 roku FDA zatwierdziła pneumatyczne urządzenie do wspomagania serca Thermo Cardiosystems jako pomost do transplantacji. W 1995 roku FDA zatwierdziło Thoratec XVE, natomiast w 1998 roku urządzenie Novacor jako pomost do transplantacji.

W roku 2000, wraz z nowymi urządzeniami, powróciła idea stosowania docelowo komór wspomaganie serca. Elektromechaniczne i elektromagnetyczne komory wspomaganie serca HeartMate i Novacor są obecnie stosowane z powodzeniem u pacjentów przez 2-3 lata. U kilku pacjentów nastąpiła poprawa pracy serca naturalnego, skutkująca możliwością odłączenia i usunięcia komór wspomagających.

1.3 Klasyfikacja urządzeń do wspomaganie serca

Rozwój urządzeń do wspomaganie serca przyczynił się do powstania wielu różnych konstrukcyjnie urządzeń [13, 21, 41, 46, 62, 65, 83, 88, 96, 104, 128, 131]. Na rysunku 1.7 przedstawiono klasyfikację urządzeń do mechanicznego wspomaganie serca uwzględniającą sposób pracy. W stosowanych konstrukcjach częstym składnikiem nazwy jest VAD (ang. Ventricular Assist Device) i z tego powodu nazwa polskiej konstrukcji pompy to POLVAD.



Rysunek 1.7: Klasyfikacja urządzeń do mechanicznego wspomaganie komór serca

Urządzenia pulsacyjne stanowiły pierwszą generację pomp wspomagania. Poniżej zawarto opis budowy poszczególnych urządzeń wspomagających wraz z danymi dotyczącymi ich klinicznego wykorzystania.

Heartmate IP/VE/XVE

Urządzenie Heartmate IP [32, 75, 79, 107, 140] zostało wyprodukowane przez firmę Abbott Laboratories (dawniej Thoratec Corporation).

Pierwsza wersja urządzenia była napędzana pneumatycznie oraz stosowana wewnątrzustrojowo (model IP). Następnie powstała wersja z odpowietrzaniem elektrycznym (model VE) [26, 33, 107] oraz finalna wersja XVE [103]. Urządzenie jest pozaustrojową pompą pulsacyjną zasilaną elektrycznie, zaprojektowaną do średnio oraz długoterminowego wspomagania. Obudowa została wykonana ze stopu tytanu. Krew jest wypychana z komory przy pomocy krzywki współpracującej z elastyczną membraną. Kaniuła wlotowa oraz wylotowa wyposażone są w zawory odzwierzęce w celu uniemożliwienia wstecznych przepływów. Główną wadą urządzenia jest degradacja mechanicznych elementów napędzających ruch membrany oraz zastawek. Maksymalny osiągalny przepływ wynosi 10 [l/min] przy częstotliwości pracy 120 [uderzeń na minutę]. Pomimo dużych rozmiarów urządzenia jest ono stosowane do wspomagania wewnątrzustrojowego przy założeniu, że powierzchnia ciała pacjenta jest większa niż 1,5 [m^2]. Kliniczne testy urządzenia Heartmate VE zostały rozpoczęte w 1992 roku. W 2003 roku zostało zatwierdzone przez FDA jako terapia docelowa. Do roku 2006 zostało wszczepione ponad 4100 pacjentom.

Novacor LVAS

Novacor LVAS [146] jest elektrycznie napędzaną pompą do średnio oraz długoterminowego wspomagania pozaustrojowego. Może być stosowana jako wspomaganie lewo, prawo oraz dwukomorowe.

Urządzenie składa się z dwóch płyt ściskających poliuretanową membranę w postaci worka oraz dwóch zaworów odzwierzęcych na kaniulach wlotowej oraz wylotowej. Objętość wyrzutowa wynosi 70 [ml], natomiast maksymalny rzut 8,5 [l/min]. Urządzenie może pracować w trybie z manualnymi nastawami częstotliwości pracy oraz trybie synchronicznym z sygnałem EKG. Pierwsze wszczepienie urządzenia nastąpiło w 1980 roku na Stanford University.

Thoratec PVAD/IVAD

Urządzenie Thoratec PVAD [38, 130, 140, 140] jest przeznaczone do krótko oraz średnioterminowego wspomagania.

Składa się ze sztywnej obudowy z tworzywa sztucznego, w której umieszczona jest wielowarstwowa poliuretanowa membrana. Na kaniuli wlotowej oraz wylotowej umieszczone są dyskowe zawory Bjork-Shiley zapewniające jednokierunkowy przepływ. Sztuczna komora sterowana jest pneumatycznie oraz może pracować w trybie synchronicznym, asynchronicznym oraz w trybie całkowite napełnienie - pełen wyrzut. Sztuczna komora ma pojemność 318 [ml] oraz waży 419 [g]. Urządzenie może być zasilane przy pomocy sterownika Thoratec Drive Console, który waży 231 [kg] lub za pomocą przenośnego sterownika TLC-II [129] (7,5 - 9,8 [kg]). Od czasu uzyskania certyfikatu FDA w 1995 roku urządzenie było wszczepiane 4400 pacjentom na całym świecie. Powstała całkowicie wszczepialna wersja urządzenia oznaczona jako Thoratec IVAD [9, 111]. Konstrukcja jest bardzo zbliżona do wersji pozaustrojowej. Sztuczna komora wykonana jest ze stopu tytanu w celu zapewnienia biogodności. Urządzenie jest mniejsze (252 [ml]) oraz lżejsze (339 [g]) od wersji pozaustrojowej.

Abiomed BVS5000/AB5000

Abiomed BVS 5000 [66, 146] jest pneumatycznym urządzeniem pulsacyjnym do asynchronicznego wspomaganie osiągające przepływ od 5 do 6 [l/min]. Pompa składa się z dwóch komór - komory napełniającej oraz komora pompującej. Krew napływa do komory grawitacyjnie. Nie jest wytwarzane podciśnienie. Urządzenie jest sterowane za pomocą zewnętrznego sterownika. Kolejną wersją urządzenia jest Abiomed AB5000 [18].

Medos HIA VAD

Medos-HIA VAD [112, 141, 146–148] jest pneumatyczną pompą zaprojektowaną do wspomaganie krótko oraz średnioterminowego lewej, prawej lub obydwu komór serca.

Korpus urządzenia wykonany jest z poliuretanu oraz posiada zintegrowane z kaniulą wlotową oraz wylotową dwie zastawki trójdzielne wykonane z tego samego materiału co korpus. Jest dostępne, analogicznie jak w przypadku EXCOR, w rozmiarach od 9 [ml] do 60 [ml]. Pierwszy raz zostało wszczepione w 1994 roku, natomiast certyfikat CE uzyskało w 1997 roku.

Berlin Heart EXCOR

Urządzenie jest sztuczną komorą zasilaną pneumatycznie, zaprojektowaną do wspomaganie lewej, prawej lub obydwu komór serca zarówno u dorosłych, jak i u dzieci.



Rysunek 1.8: Urządzenie do wspomagania komór serca Berlin Heart EXCOR [49]

Korpus komory wykonany jest z przezroczystego poliuretanu. Berlin Heart EXCOR [49, 146] jest dostępne dla dorosłych w rozmiarach od 50 do 80 [ml] oraz dla dzieci w rozmiarach od 10 do 25 [ml]. Na kaniulach wejściowej oraz wyjściowej umieszczone są zastawki z ruchomym dyskiem dla komór o większych objętościach oraz z poliuretanowymi zastawkami trójdzielnymi w przypadku mniejszych komór pediatrycznych. Urządzenie uzyskało certyfikat CE w 2000 roku, natomiast zostało dopuszczone przez FDA w 2011 roku.

NIPRO-VAD Toyobo

NIPRO-VAD [153] jest także pulsacyjną, pneumatyczną pompą wspomaganą prawej, lewej lub obydwu komór serca. Wykonana jest z poliuretanu z dwoma zaworami na kaniuli wlotowej oraz wylotowej.

Pompa współpracuje ze sterownikiem stacjonarnym VCT-50 lub z jego lżejszą, mobilną wersją Mobart. NIPRO-VAD został pierwszy raz wszczepiony w 1982 oraz w dalszym ciągu jest głównym typem pompy wspomaganą wszczepianym w Japonii. Kliniczne zastosowanie pompy NIPRO-VAD rozpoczęło się w 1985 roku oraz objęło 92 pacjentów z 32 instytucji [139]. Do września 2012 był wykorzystany do wspomaganie 902 pacjentów [97].

Kolejną generację pomp wspomagania stanowiły odśrodkowe pompy przepływowe.

Heartmate II

Heartmate II [36, 43, 140, 142] jest odśrodkową pompą wspomagania przepływu ciągłego.

Jedyną częścią ruchomą urządzenia jest obracający się tytanowy wirnik umieszczony na dwóch łożyskach kulowych. Obroty pompy regulowane są w przedziale od 6000 do 15000 [obrotów na minutę]. Maksymalny przepływ generowany przez pompę to 10 [l/min]. Pompa umieszczona jest pod koniuszkiem lewej komory serca. Kaniula wlotowa jest połączona z lewą komorą, natomiast wylotowa jest zespolona z aortą wstępującą. Urządzenie jest zasilane przezskórnie przy pomocy przenośnego akumulatora. Stosując pompę konieczne jest wdrożenie terapii przeciwzakrzepowej. Heartmate II zostało pierwszy raz wszczepione w 2000 roku i od tego czasu zostało wszczepione ok. 20 000 pacjentom na całym świecie. Urządzenie zostało zatwierdzone przez FDA w 2008 roku jako pomost do transplantacji oraz w 2010 roku jako docelową terapię. W 2005 roku otrzymało certyfikat CE.

Jarvik 2000

Urządzenie Jarvik 2000 [34, 142, 146, 151] jest kompaktową pompą odśrodkową, która umożliwia generowanie przepływu ciągłego pomiędzy lewą komorą serca, a aortą wstępującą lub zstępującą.



Rysunek 1.9: Urządzenie do wspomagania komór serca Jarvik 2000 [34, 151]

Ze względu na małe rozmiary (5,5 [cm] długości oraz średnica 2,5 [cm]) oraz wagę (85 [g]) znaczna część urządzenia umieszczona jest w koniuszku komory. Konstrukcja urządzenia jest bardzo zbliżona do Heartmate II. Łożyska stykowe zostały zastąpione przez łożyska stożkowe. Obroty pompy regulowane są w przedziale od 9000 do 16000 [obrotów na minutę]. Może wygenerować przepływ od 3 do 7 [l/min] przy konsumpcji energii na poziomie od 4 do 10 [W] w sprzyjających warunkach pracy.

Heart Assist 5 Adult VAD

Heart Assist 5 [142] to pompa odśrodkowa o bardzo zbliżonej konstrukcji do urządzenia Heartmate II.

Unikalną cechą jest umieszczenie pomiaru przepływu na kaniuli wylotowej. Waga wynosi 95 [g] oraz wymiary urządzenia to 25 [mm] średnicy oraz 86 [mm] długości. Może generować przepływ 5-6 [l/min] przy 1000 obrotach na minutę oraz maksymalnie 10 [l/min] przy 12500 [obrotów na minutę]. Dodatkowo możliwe jest zdalne monitorowanie pracy urządzenia (informacja o generowanym przepływie, stanie zasilania oraz alarmach). Urządzenie uzyskało certyfikat CE w 2014 roku.

Trzecią generację pomp wspomagania stanowią osiowe pompy przepływowe.

Berlin Heart InCOR

BerlinHeart InCOR [86, 118] jest całkowicie wszczepialną pompą wspomagania z magnetycznie łożyskowanym wirnikiem. Długość urządzenia wynosi 48 [mm], natomiast średnica 123 [mm]. Waga wynosi 200 [g].

Wirnik składa się z łopatek prowadzącej wlotowej oraz wylotowej oraz z części centralnej. Całość łożyskowana jest całkowicie magnetycznie. Informacja o przepływie wyznaczana jest przy pomocy sygnałów sterujących, nie jest wymagany dodatkowy przepływomierz. Pompa generuje przepływ 7 [l/min] przy 10000 [obrotach na minutę]. Urządzenie połączone jest przezskórnie z zewnętrznym sterownikiem, który zasilany jest z dwóch baterii.

Terumo DuraHeart

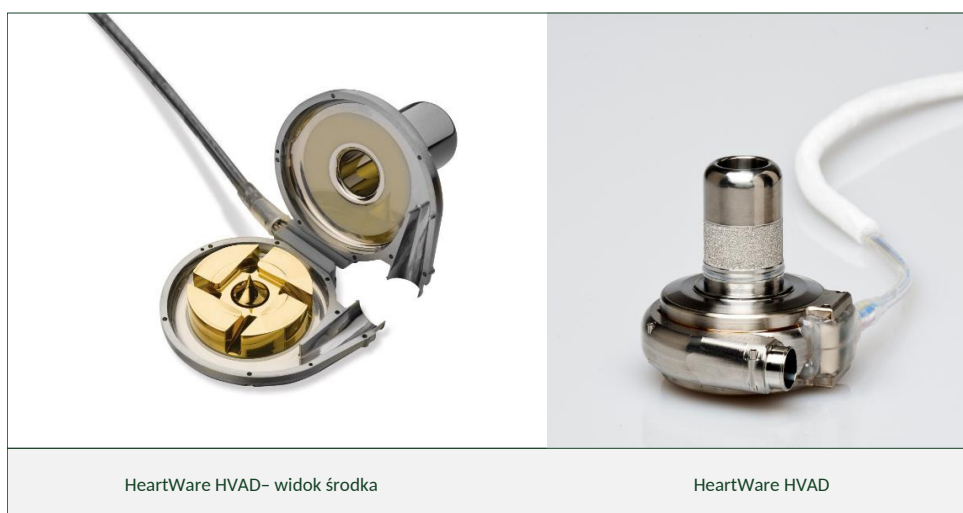
Terumo DuraHeart [44, 90, 98] jest wszczepialną pompą wspomagania z magnetycznie łożyskowanym wirnikiem.

Urządzenie ma 45 [mm] długości oraz 72 [mm] średnicy oraz waży 540 [g]. Pompa została zaprojektowana do długoterminowego wspomagania pracy komór serca. Urządzenie składa się z trzech głównych komponentów: pompy wraz z kablem umożliwiającym przezskórne połączenie z systemem zewnętrznym, sterownika oraz zestawu baterii. Pompa wykonana jest

z tytanu oraz stali nierdzewnej. Pompa wykorzystuje efekt lewitacji magnetycznej w celu ustabilizowania obracającego się wirnika w komorze krwistej oraz składa się z czterech komponentów: magnetycznego łożyskowania, obudowy, wirnika oraz silnika bezszczotkowego prądu stałego. Wirnik jest obracany za pomocą sprzężenia magnetycznego pomiędzy wirnikiem a silnikiem, oraz jest zawieszony magnetycznie przy pomocy trzech elektromagnesów. Prąd podawany na elektromagnesy jest kontrolowany przy pomocy sensorów położenia, aby ustabilizować obracający się wirnik w centralnej części obudowy. DuraHeart może generować przepływ 2-10 [l/min] przy typowym obciążeniu przy 1200-2600 [obrotach na minutę]. Urządzenie zostało w 2008 roku zatwierdzone do badań klinicznych.

HeartWare HVAD

HeartWare HVAD [12, 142, 152] jest wszczepialną pompą wspomaganą z hybrydowym pasywnym magnetycznym oraz hydrodynamicznym łożyskowaniem wirnika w trakcie pracy.



Rysunek 1.10: Urządzenie do wspomaganie komór serca HeartWare HVAD <https://www.heartware.com/resources>

Urządzenie jest kompaktowych rozmiarów (60 [mm] średnicy oraz 28 [mm] długości) oraz ma niewielką masę (145 [g]). Rotor składa się ze stożkowego wirnika w którego wnętrzu umieszczony jest zespół stałych magnesów ograniczonych osłoną górną oraz dyskiem pokrywającym dno wirnika. Zastosowane łożyskowanie magnetyczne zapewnia promieniową stabilność wirnika podczas pracy. W centralnym punkcie wirnika umieszczony jest otwór na wrzeciono, który tworzy osiowy kanał przepływu krwi. W trakcie ruchu wirnika jest on osiowo łożyskowany hydrodynamicznie. Niewielki kąt (mniej niż 1°) nachylenia płaszczyzn łożyska hydrodynamicznego minimalizuje naprężenia ścinające. Kombinacja sił magnetycznych i hydrodynamicznych jest korzystna dla erytrocytów. Do pompy podłączony jest przezskórnie przewód umożliwiający dostarczenie energii oraz sterowanie

urządzeniem. Sterownik urządzenia jest wyposażony w dwie baterie. Może być także zasilany z gniazdka elektrycznego lub samochodowego. Do jego głównych zadań należy wyświetlanie podstawowych parametrów pracy urządzenia, monitorowanie jego pracy oraz zmianę nastaw. Pompa generuje przepływ $10 [l/min]$ przy 2500 [obrotach na minutę].

Wszystkie urządzenia do wspomagania możemy podzielić na konstrukcje pulsacyjne oraz niepulsacyjne. Komory pulsacyjne stanowią rozwiązanie "bardziej" fizjologiczne, ponieważ wytwarzają pulsującą falę ciśnienia w podobny sposób jak to ma miejsce w naturalnej komorze serca. Oczywiście głównym problemem tego typu komór są duże rozmiary sterownika oraz wykrzepianie krwi w obszarach o zmniejszonej prędkości przepływu. Jeżeli chodzi o urządzenia niepulsacyjne to główną zaletą jest brak elementów stykających się (np. zastawek), co powoduje zniwelowanie efektu wykrzepiania krwi. Wadą jest natomiast niefizjologiczny przepływ wyjściowy z urządzenia, pozbawiony efektu pulsowania. Może prowadzić to do degradacji ścian tętnic. Ponadto długofalowe efekty stosowania tego typu urządzeń nie zostały do tej pory dostatecznie przebadane. Udowodniono także niszczący wpływ obracającego się wirnika na składniki morfologiczne krwi.

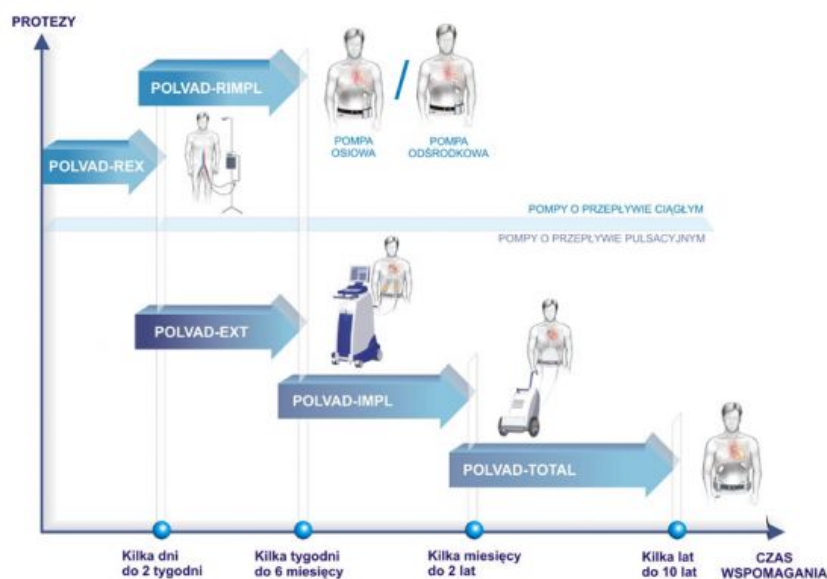
1.4 Wspomaganie serca w Polsce

Głównym ośrodkiem w Polsce prowadzącym badania nad sztucznym sercem jest Fundacja Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze, założona przez prof. Zbigniewa Religę. W skład Fundacji wchodzi Instytut Protez Serca, na który m. in. składa się Pracownia Sztucznego Serca. Prace badawcze były prowadzone w ramach "Programu Polskie Sztuczne Serce".

Przewidywanym rezultatem prac badawczych i wdrożeniowych Programu była grupa protez obejmująca:

- pozaustrojową, pulsacyjną komorę wspomaganie serca,
- częściowo wszczepialną, pulsacyjną komorę wspomaganie serca,
- całkowicie wszczepialną, pulsacyjną komorę wspomaganie serca,
- częściowo wszczepialną, długoterminową pompę wirową,
- pozaustrojową, pulsacyjną, pediatryczną komorę wspomaganie serca.

Opracowane protezy były przeznaczone do wspomaganie serca pacjenta od kilku tygodni do kilku lat, zgodnie z zakresem przedstawionym na poniższym schemacie (rys. 1.11).



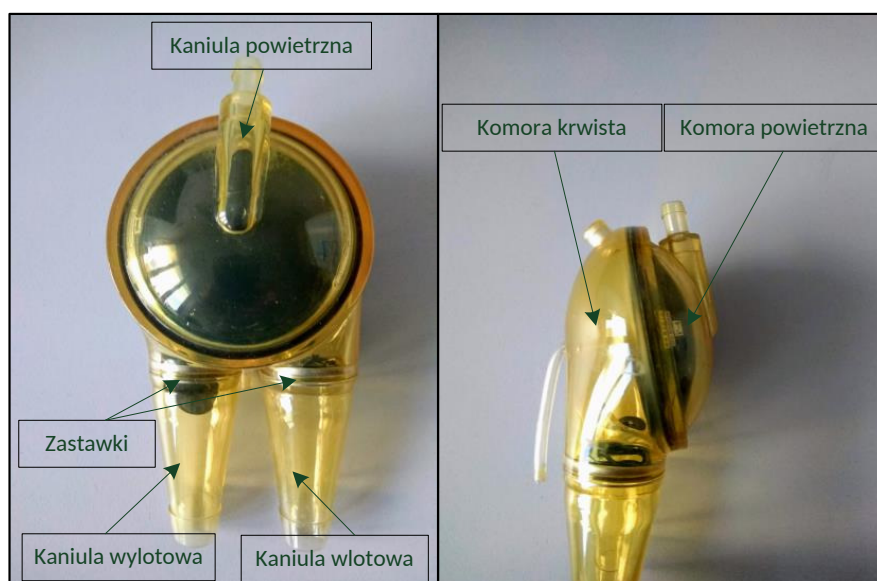
Rysunek 1.11: Schemat zastosowania sztucznych komór sercowych <https://frk.pl/>

W ramach programu badawczego "Polskie Sztuczne Serce 2007 - 2012" rozwijany był pneumatyczny system wspomaganie serca POLCAS [63], wykorzystywany w leczeniu ostrej i przewlekłej niewydolności serca oraz jako pomost do transplantacji serca.



Rysunek 1.12: Sterowniki do komory POLVAD

System składa się z pozaustrojowej komory wspomaganie POLVAD-EXT (rys. 1.13) oraz sterownika z serii POLPDU. Do dnia dzisiejszego zostały opracowane oraz wyprodukowane trzy rodzaje jednostek wspomagających: POLPDU-401, POLPDU-402 oraz POLPDU-501 (rys. 1.12).



Rysunek 1.13: Pozaustrojowa komora wspomagania POLVAD-MEV

Sztuczna komora sercowa POLVAD-EXT jest pozaustrojową komorą membranową. Jest napędzana pneumatycznie przy pomocy dedykowanego sterownika. Jest dedykowana do wspomagania jako pomost do przeszczepu. Serce pacjenta jest połączone odpowiednimi kaniulami z komorą (jedną bądź dwiema) lub z przedsionkiem (wspomaganie przedsionkowe lub komorowe). Zadaniem sterownika jest generowanie fali ciśnienia pneumatycznego. Kształt komory został dobrany w celu zapewnienia jak największego opływu krwi w trakcie badań symulacyjnych oraz eksperymentalnych. Pozostawienie przestrzeni o zerowej prędkości strugi może powodować powstawanie złożeń i/lub skrzepów zagrażających zdrowiu pacjenta. Jest to bardzo istotny aspekt budowy sztucznej komory serca oraz algorytmu sterowania.

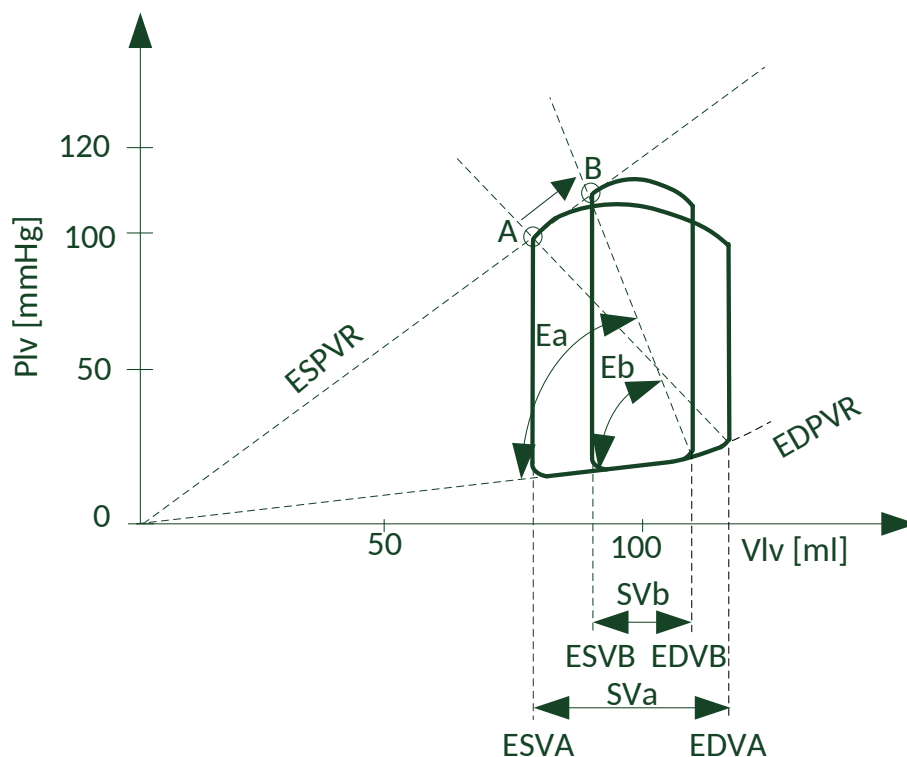
Komora POLVAD-MEV stosowana jest w przypadkach niewydolności hemodynamicznej serca jako pomost do transplantacji serca. Efektem prac jest m.in. regeneracji mięśnia sercowego po 6 miesiącach u młodych chorych oraz kończące sukcesem transplantacje nawet po wspomaganiu serca pacjenta przez ponad 200 dni [64].

Jednostka napędowa POLPDU jest urządzeniem przeznaczonym do sterowania napędzanymi pneumatycznie komorami wspomagania serca typu POLVAD. Może współpracować z jedną lub dwoma pompami krwi. Częściej stosowane jest jednak wspomaganie jedynie lewokomorowe. Sterownik może pracować w trybie synchronicznym lub asynchronicznym. Urządzenie przewidziane jest do obsługi jednego pacjenta w warunkach szpitalnych. Nie jest dostosowane do stosowania poza szpitalem.

1.5 Wpływ wspomagania na układ krążenia człowieka

Wspomaganie pracy komór serca jest stosowane głównie jako pomost do transplantacji lub jako wspomaganie do czasu regeneracji mięśnia sercowego. Zwłaszcza w tym drugim przypadku bardzo istotny jest sposób prowadzenia wspomagania. Głównym celem w tym wypadku jest zapewnienie odpowiednich parametrów hemodynamicznych (rzut serca, ciśnienie przedsionkowe oraz aortalne oraz zapewnienie prawidłowego przepływu w krążeniu wieńcowym). Analiza zależności tętniczo-komorowych jest bardzo istotna z punktu widzenia oceny skuteczności wspomagania. Można jej dokonać wykreślając pętlę zależności ciśnienia od objętości dla wspomaganiej komory serca. Możemy wyróżnić następujące przyczyny zmiany punktu pracy komory [23]:

1. Spadek obciążenia komory (ciśnienia przedsionkowego) - powoduje spadek objętości końcowo-rozkurczowej oraz przesunięcie charakterystyki EAE (ang. End Systolic Arterial Elastance) w lewo. Spowodowane jest to pobraniem pewnej objętości krwi z komory przez urządzenie wspomagające.
2. Wzrost oporności obwodowej - powoduje obrót charakterystyki EAE zgodnie ze wskazówkami zegara oraz wzrost objętości końcowo-skurczowej. Jest to wynikiem wtłoczenia krwi pobranej z przedsionka do aorty.



Rysunek 1.14: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość na przykładzie lewej komory przy niewydolnej komórce (punkt pracy A) oraz przy zastosowaniu pompy wspomagającej (punkt pracy B)

Analizując pętlę pracy serca wyraźnie widzimy zmianę punktu pracy z A do B. Ze względu na zmniejszenie objętości końcowo-rozkurczowej oraz zwiększeniu objętości końcowo-skurczowej następuje znaczne zmniejszenie rzutu serca z SV_a do SV_b . Przyczynia się to do odciążenia mięśnia sercowego. Zwiększenie ciśnienia w aorcie (dodatkowy przepływ generowany przez urządzenie wspomagające) powoduje zwiększenie przepływu w krążeniu wieńcowym, co korzystnie przekłada się na procesy regeneracyjne na poziomie komórkowym. Stosowanie mechanicznego wspomaganie wpływa korzystnie na zaburzoną geometrię [105], jak i na czynność lewej komory [29].

Przy prawidłowym procesie regeneracyjnym stwierdza się zmniejszenie wymiaru serca (wspomaganej komory oraz przedsionka), współczynnika sercowo-płucnego, zwiększenie skurczowego grubienia mięśnia oraz zwiększenie frakcji wyrzutowej [31, 69, 78, 93, 110]. Często, wraz z poprawą stanu lewej komory, następuje także poprawa parametrów hemodynamicznych prawej komory prawej: zwiększenie frakcji wyrzutowej, obniżenie ciśnienia w prawym przedsionku oraz zmniejszenie oporu płucnego [78]. U od 5-24% chorych możliwe jest odłączenie urządzenia bez konieczności transplantacji [105]. Bardzo istotne jest więc prawidłowe (z punktu widzenia parametrów hemodynamicznych) prowadzenie procesu wspomaganie komór serca.

Rozdział 2

Cel i teza pracy

Istotą badań niniejszej pracy doktorskiej jest przygotowanie alternatywnego, adaptacyjnego algorytmu sterowania dla urządzenia wspomagającego pracę komór serca. Opracowany układ sterowania torami pneumatycznymi powinien zapewniać niezawodną pracę urządzenia przy możliwie niskim zużyciu energii. Realizowany na urządzeniu 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 wspomaganie oraz regeneracji niewydolnego mięśnia sercowego.

Teza pracy:

Możliwe jest adaptacyjne sterowanie pulsacyjnego urządzenia wspomagającego pracę komór serca, odpornego na zmienne warunki hemodynamiczne.

Zakres pracy obejmuje:

- opracowanie oraz implementację platformy do symulacji układu krążenia,
- opracowanie oraz implementację modelu pulsacyjnego urządzenia wspomagającego,
- przeprowadzenie badań symulacyjnych w celu określenia wpływu zmian parametrów układu krążenia na działanie urządzenia wspomagającego,
- opracowanie konstrukcji układu sterowania torami pneumatycznymi dla pulsacyjnego urządzenia wspomagającego,
- opracowanie algorytmu sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę komór serca pracującego w trybie synchronicznym oraz asynchronicznym przy zmiennych warunkach obciążenia.

Praca składa się z dwóch części: symulacyjnej oraz eksperymentalnej. W pierwszej kolejności przedstawiono wyniki modelowania układu krążenia oraz urządzenia wspomagającego pracę komór serca. W kolejnym etapie prac wykonano badania symulacyjne umożliwiające ocenę wpływu zmian w układzie krążenia na proces wspomaganie niewydolnej komory serca. Zbadano zarówno wpływ zmian parametrów układu krążenia, jak i zmian w trybie pracy urządzenia wspomagającego. Wyniki badań symulacyjnych pozwoliły na określenie wymagań, jakie dotyczą zarówno konstrukcji urządzenia, jak i wymagań stawianych układowi sterowania. W kolejnym etapie opracowano oraz przetestowano konstrukcję układu sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego. Dobrano elementy kluczowe z punktu widzenia wydajności energetycznej oraz niezawodności pracy urządzenia. Opracowana konstrukcja zapewnia także prawidłowe działanie zaprojektowanego układu regulacji. Kolejnym etapem prac było opracowanie adaptacyjnego układu sterowania. W pracy zawarto opis opracowanych regulatorów dla dwóch trybów pracy urządzenia: asynchronicznego oraz synchronicznego. Wykonano także badania weryfikacyjne opracowanych układów regulacji na stanowisku laboratoryjnym. Po każdej z opisanych części zamieszczono podsumowanie z przeprowadzonych prac.

Rozdział 3

Modelowanie układu krążenia oraz układu wspomagania pracy komór serca

W ramach rozprawy doktorskiej zaimplementowano model krwioobiegu przy pomocy platformy symulacyjnej PExSim (ang. Process Explorer and Simulator) poprzez zdefiniowanie dynamiki określonych obiektów za pomocą równań różniczkowych. Model pozwala na symulowanie określonych rodzajów niewydolności serca oraz współpracy jednostek wspomagających komorę lewą lub obie komory. Próby algorytmów sterowania można przeprowadzić tylko w taki sposób.

3.1 Modelowanie analityczne układu krążenia

W ostatnich latach powstało wiele różnych modeli numerycznych układu sercowo-naczyniowego człowieka [59, 106, 143, 156]. Mogą być one używane do odtwarzania warunków fizjologicznych prawidłowych, jak i stanów patologicznych. Pozwala to na ich wykorzystanie w celach: badawczych, rozwoju urządzeń medycznych oraz edukacyjnych. W wielu przypadkach są one opracowywane pod kątem konkretnego problemu naukowego, jak na przykład modelowania krążenia pozaustrojowego [11], krążenia płucnego [70], czy zastosowania w terapii rozszerzenia naczyń krwionośnych [145]. Powstają również ogólne modele matematyczne układu krążenia człowieka, pozwalające na jego przystosowanie do wielu różnych zastosowań [35].

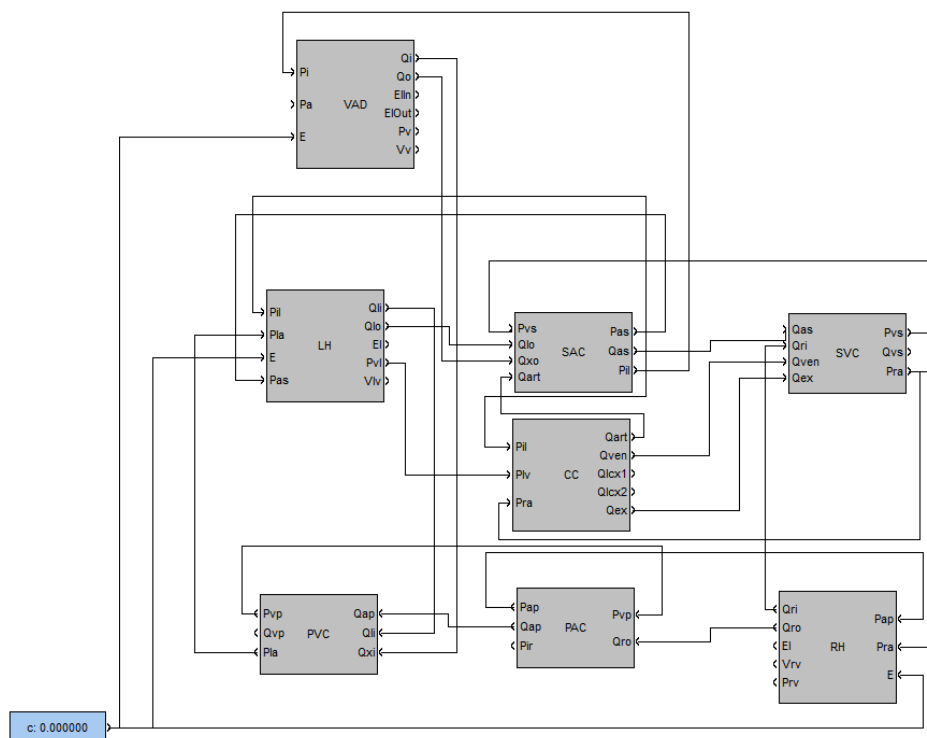
Głównym celem przedstawionych w tym rozdziale prac było wykonanie numerycznej platformy badawczej, umożliwiającej sprawdzenie wpływu wspomagania serca na układ krwionośny. Dzięki temu możliwe było postawienie wymagań, jakie musi spełniać układ sterowania w celu zapewnienia odpowiedniego pod względem skuteczności wspomagania. W tym celu opracowany został model numeryczny układu krążenia oraz urządzenia wspomagającego przy wykorzystaniu pakietu programowego PExSim (ang. Process Explorer

and Simulator) [53, 138]. Oprogramowanie to jest elastycznym narzędziem, umożliwiającym modelowanie rozbudowanych układów dynamicznych. W jego skład wchodzi zestaw zdefiniowanych bloków funkcyjnych, zarówno statycznych, jak i dynamicznych oraz różnorodne bloki umożliwiające modelowanie podstawowych zależności matematycznych, logicznych czy obsługujących operacje wejścia/wyjścia. Otwarta architektura pozwala na implementację dodatkowych elementów. W ten sposób dodano do pakietu zestaw bloków funkcyjnych, które odwzorowują pracę urządzenia wspomagającego oraz poszczególnych podsystemów układu krążenia. Elementy modelu zgrupowane zostały w bibliotece Human Circulatory System (HCS). Opisany sposób implementacji umożliwia przedstawienie układu krążenia człowieka w postaci odpowiedniego połączenia poszczególnych elementów. Dostosowanie modelu do konkretnego przypadku klinicznego odbywa się poprzez modyfikację parametrów poszczególnych bloków. Dzięki temu, możliwa jest symulacja stanów fizjologicznych prawidłowych i patologicznych, jak również odtwarzanie przebiegów niektórych wielkości hemodynamicznych niedostępnych lub trudno dostępnych pomiarowo.

Wykonana biblioteka układu krążenia składa się z bloków funkcyjnych modelujących pracę poszczególnych elementów układu krążenia. W skład biblioteki wchodzi:

- lewa komora serca (LH),
- prawa komora serca (RH),
- układ tętniczy krążenia systemowego (SAC),
- układ żylny krążenia systemowego (SVC),
- układ tętniczy krążenia płucnego (PAC),
- układ żylny krążenia płucnego (PVC),
- układ krążenia wieńcowego (CC),
- urządzenie wspomagające pracę serca (VAD).

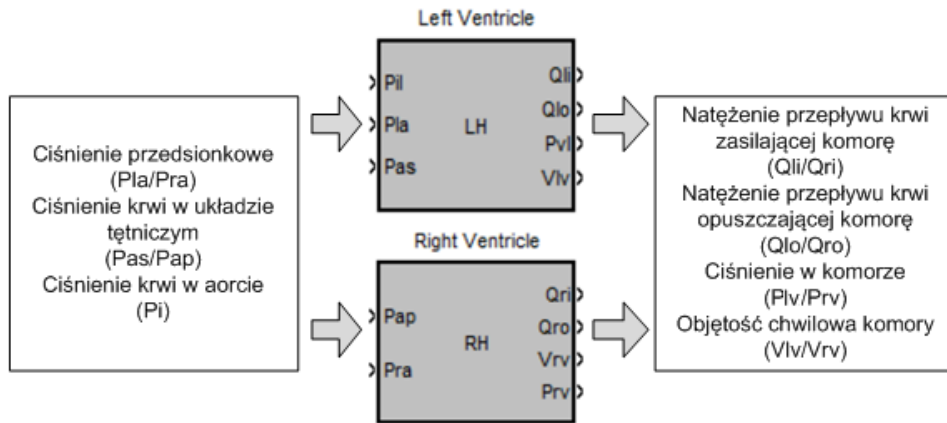
Odtwarzanie warunków panujących w poszczególnych elementach układu krążenia oparte jest na opisie matematycznym [25]. Odpowiednie połączenie bloków w układ zamknięty tworzy pełny model układu krążenia [40, 124–126](rys. 3.1).



Rysunek 3.1: Model układu krążenia wykonany w programie PExSim

Serce składa się z dwóch komór, przy czym lewa komora odpowiedzialna jest za pompowanie krwi poprzez aortę do całego organizmu, a prawa za zapewnienie przepływu w płucnym układzie krążenia. W fazie rozkurczu następuje zasilenie komory krwią z przedsionka natomiast skurcz komory powoduje wyrzut krwi do tętnicy głównej i dalszy jej przepływ w naczyniach krwionośnych. W przedstawionym przypadku pracę lewej komory serca reprezentuje blok LH (ang. Left Heart) a prawej blok RH (ang. Right Heart). Opis matematyczny funkcjonowania obu komór jest taki sam, różni się natomiast znacząco parametrami, takimi jak: opory przepływów oraz wartość elastancji końcowo-skurczowej.

Model matematyczny komory opiera się na prawie Starlinga [137], mówiącym o równowadze pomiędzy charakterystykami napełniania i opróżniania komory. Na podstawie informacji o ciśnieniu przedsionkowym oraz ciśnieniu w tętnicy głównej wyznaczana jest wartość natężenia przepływu krwi zasilającej oraz opuszczającej komorę. Dodatkowo wyznaczana jest wartość ciśnienia komorowego i objętość chwilowa komory (rys. 3.2).



Rysunek 3.2: Bloki LH/RH funkcyjne lewej i prawej komory serca

Podstawową zależnością opisu matematycznego jest funkcja umożliwiająca oszacowanie wartości ciśnienia w komorze serca [25, 28]. Zależność 3.1 jest stosowana do wyznaczenia wartości ciśnienia w obu komorach. Różni się jedynie przyjętymi parametrami. W kolejnych zależnościach indeksem l będzie oznaczane ciśnienie w lewej komorze tzn. P_{lv} , natomiast indeksem r ciśnienie w prawej komorze serca tzn. P_{rv} .

$$P_v(t) = (V_v(t) - V_0) E_v(t) \cdot f(V_v(t), \dot{V}_v(t), V_{vmax}(t)) + A \cdot e^{k \cdot v_v(t)} + B \cdot e^{-j \cdot v_v(t)} + C \quad (3.1)$$

gdzie:

$P_v(t)$ – ciśnienie w komorze serca [$mmHg$],

$V_v(t)$ – objętość komory [cm^3],

V_0 – objętość szczytkowa komory (przy zerowym ciśnieniu) [cm^3],

$E_v(t)$ – funkcja elastancji znormalizowana do wartości jeden [$mmHg \cdot cm^{-3}$],

E_{max} – wartość maksymalna funkcji elastancji (końcowo-skurczowa) [$mmHg \cdot cm^{-3}$],

$f(V_v(t), \dot{V}_v(t), V_{vmax}(t))$ - funkcja korekcyjna zależna od wartości objętości komory i tempa wyrzutu,

A, B, C, j, k – stałe parametry, modyfikujące kształt i pozycję charakterystyki napełniania.

Wartości natężeń przepływów obliczana jest natomiast jako iloraz wartości spadku ciśnienia i oporów przepływu. Przykładowo, dla lewej komory:

$$Q_{li}(t) = \frac{P_{la}(t) - P_{lv}(t)}{R_{li}} \quad (3.2)$$

$$Q_{lo}(t) = \frac{P_{lv}(t) - P_{as}(t)}{R_{lo}} \quad (3.3)$$

gdzie:

$Q_{li}(t)$ – natężenie przepływu zasilającego lewą komorę [l/min],

$Q_{lo}(t)$ – natężenie przepływu wyjściowego z komory [l/min],

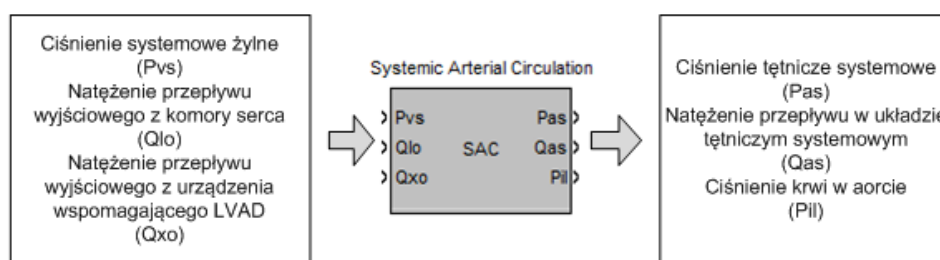
$P_{la}(t)$ – ciśnienie w lewym przedsionku [$mmHg$],

$P_{as}(t)$ – ciśnienie w układzie tętniczym krążenia systemowego [$mmHg$],

R_{li}, R_{lo} – oporność wejściowa i wyjściowa komory [$mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}$].

Parametrami bloków LH i RH są: wartość maksymalna funkcji elastancji, oporność wejściowa i wyjściowa komory, oporność układu tętnic krążenia systemowego i parametry stałe charakterystyki napełniania. Funkcja elastancji jest kluczowym elementem opisu matematycznego komory. To od jej kształtu i wartości maksymalnej w znacznej mierze zależą wartości przepływów. W opisywanym modelu wykorzystywana jest funkcja elastancji komory serca [28].

Układ tętniczy krążenia systemowego modelowany jest poprzez blok funkcyjny SAC (ang. Systemic Arterial Circulation). Wielkościami wejściowymi dla bloku (rys. 3.3) są: ciśnienie w układzie żylnym krążenia systemowego, natężenie przepływu krwi opuszczającej lewą komorę serca oraz natężenie przepływu wyjściowego z urządzenia wspomagającego LVAD (ang. Left Ventricle Assist Device).



Rysunek 3.3: Blok funkcyjny krążenia tętniczego systemowego

Wewnątrz bloku obliczane są wartości: ciśnienia tętniczego, natężenia przepływu krwi opuszczającej tętnicę i zasilającej system żylny oraz ciśnienie panujące za zastawką aortalną zgodnie z zależnościami:

$$Q_{as}(t) = \frac{P_{as}(t) - P_{vs}(t)}{R_{as}} \quad (3.4)$$

$$Q_l(t) = \frac{P_{il}(t) - P_{as}(t)}{R_{cs}} \quad (3.5)$$

$$\dot{P}_{il} = \frac{Q_{lo}(t) + Q_{xo}(t) - Q_l(t)}{C_{il}} \quad (3.6)$$

$$\dot{P}_{as} = \frac{Q_l(t) - Q_{as}(t)}{C_{as}} \quad (3.7)$$

gdzie:

$Q_{as}(t)$ – natężenie przepływu w układzie tętnic krążenia systemowego [l/min],

$Q_l(t)$ – natężenie przepływu wejściowego do układu tętniczego [l/min],

$Q_{xo}(t)$ - natężenie przepływu wyjściowego z urządzenia wspomagającego LVAD [l/min],

$P_{vs}(t)$ – ciśnienie w układzie żylnym krążenia systemowego [$mmHg$],

$P_{il}(t)$ – ciśnienie krwi w aorcie [$mmHg$],

R_{as} – oporność układu tętnic krążenia systemowego [$mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}$],

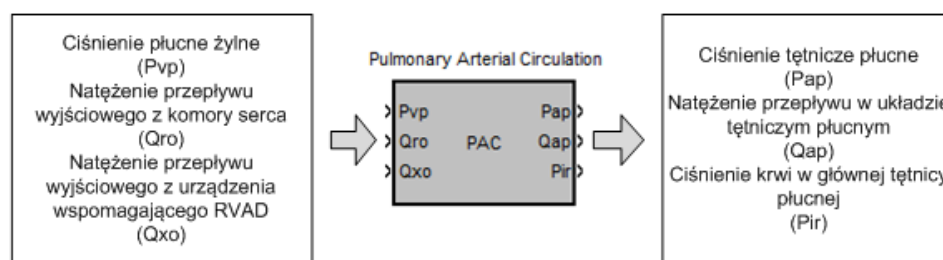
R_{cs} – wejściowa oporność układu tętnic krążenia systemowego [$mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}$],

C_{as} – podatność układu tętnic krążenia systemowego [$cm^3/mmHg$],

C_{il} – wejściowa podatność układu tętnic krążenia systemowego [$cm^3/mmHg$].

Właściwości bloku można modyfikować i dostosowywać do aktualnych potrzeb poprzez zmiany parametrów takich jak: opór, opór wejściowy i podatność układu tętnic krążenia systemowego. Należy wspomnieć, że opis w formie tu podanej stał się standardem w nauce światowej i wartości odpowiednich parametrów są ogólnie dostępne [24, 25, 28].

Krążenie tętnicze płucne odwzorowywane jest poprzez blok funkcyjny PAC (ang. Pulmonary Arterial Circulation). Wielkościami wejściowymi dla bloku jest ciśnienie panujące w układzie żylnym krążenia płucnego, wartość natężenia przepływu krwi opuszczającej prawą komorę serca i natężenie przepływu wyjściowego z urządzenia wspomagającego RVAD (ang. Right Ventricle Assist Device).



Rysunek 3.4: Blok funkcyjny krążenia tętniczego płucnego

Wewnątrz bloku (rys. 3.4) obliczane są wartości ciśnienia w tętnicach płucnych, przepływ krwi opuszczającej tętnicę i zasilającej system żylny oraz ciśnienie panujące w tętnicy głównej układu zgodnie z zależnościami:

$$Q_{ap}(t) = \frac{P_{ap}(t) - P_{vp}(t)}{R_{ap}} \quad (3.8)$$

$$Q_r(t) = \frac{P_{ir}(t) - P_{ap}(t) - Q_r(t)R_{cp}}{L_p} \quad (3.9)$$

$$\dot{P}_{ap} = \frac{Q_r(t) - Q_{ap}(t)}{C_{ap}} \quad (3.10)$$

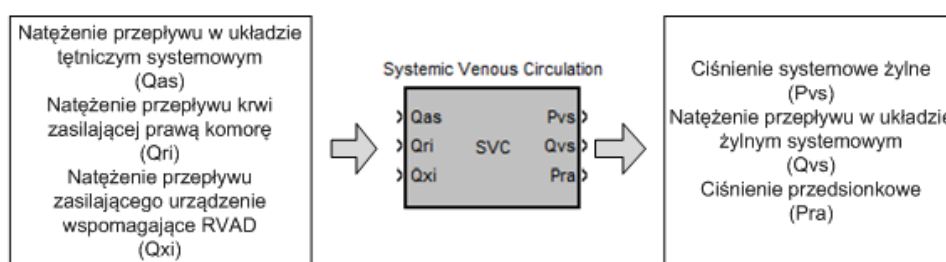
$$\dot{P}_{ir} = \frac{Q_{ro}(t) - Q_{xo}(t) - Q_r(t)}{C_{ir}} \quad (3.11)$$

gdzie:

$Q_{ap}(t)$ – natężenie przepływu krwi w układzie tętnic krążenia płucnego [l/min],

- $Q_r(t)$ – natężenie przepływu wejściowego do układu tętniczego [l/min],
- $Q_{ro}(t)$ – natężenie przepływu wyjściowego z naturalnej komory serca [l/min],
- $Q_{xo}(t)$ - natężenie przepływu wyjściowego z urządzenia wspomagającego RVAD [l/min],
- $P_{ap}(t)$ – ciśnienie tętnicze w układzie krążenia płucnego [$mmHg$],
- $P_{vp}(t)$ – ciśnienie żyłne w układzie krążenia płucnego [$mmHg$],
- $P_{ir}(t)$ – ciśnienie krwi w głównej tętnicy płucnej [$mmHg$],
- R_{ap} – oporność układu tętnic krążenia płucnego [$mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}$],
- R_{cp} – wejściowy opór układu tętnic krążenia płucnego [$mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}$],
- C_{ap} – podatność układu tętnic krążenia płucnego [$cm^3/mmHg$],
- C_{ir} – wejściowa podatność układu tętnic krążenia płucnego [$cm^3/mmHg$],
- L_p – inertancja układu tętnic krążenia płucnego [$g \cdot cm^{-4}$].

Blok SVC (ang. Systemic Venous Circulation) modeluje układ żylny krążenia systemowego. Wielkościami wejściowymi jest natężenie przepływu krwi opuszczającej tętnicę oraz zasilającej prawą komorę serca. W celu umożliwienia symulacji wpływu wspomagania prawokomorowego na układ krążenia, opracowano odpowiednie zależności i dodano wejście sygnałowe, informujące o wartości natężenia przepływu zasilającego urządzenie RVAD.



Rysunek 3.5: Blok funkcyjny krążenia żylnego systemowego

Informacjami wyjściowymi są: ciśnienie żyłne układu systemowego, ciśnienie w prawym przedsionku serca oraz natężenie przepływu krwi opuszczającej żyły. Wyznaczane są one na podstawie następujących zależności:

$$Q_{vs} = \frac{P_{vs}(t) - P_{ra}(t)}{R_{vs}} \quad (3.12)$$

$$\dot{P}_{vs} = \frac{Q_{as}(t) - Q_{vs}(t)}{C_{vs}} \quad (3.13)$$

$$\dot{P}_{ra} = \frac{Q_{vs}(t) - Q_{ri}(t) - Q_{xi}(t)}{C_{ra}} \quad (3.14)$$

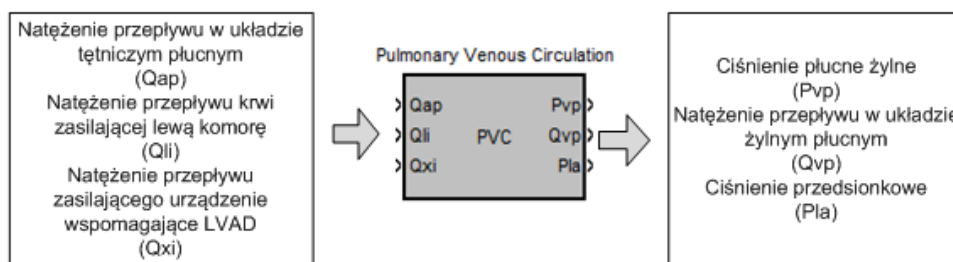
gdzie:

$Q_{vs}(t)$ – natężenie przepływu w układzie żylnym krążenia systemowego [l/min],

$Q_{ri}(t)$ – natężenie przepływu zasilającego naturalną komorę serca [l/min],
 $Q_{xi}(t)$ - natężenie przepływu wejściowego urządzenia wspomagającego RVAD [l/min],
 $P_{vs}(t)$ – ciśnienie żyłne w układzie krążenia systemowego [$mmHg$],
 $P_{ra}(t)$ – ciśnienie w prawym przedsionku [$mmHg$],
 R_{vs} – oporność wejściowa układu żylnego krążenia płucnego [$mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}$],
 C_{vs} – podatność żylna układu systemowego [$cm^3/mmHg$],
 C_{ra} – podatność prawego przedsionka [$cm^3/mmHg$].

Parametrami bloku są: opór i podatność układu żylnego krążenia systemowego oraz podatność prawego przedsionka.

Analogiczną funkcję do bloku SVC dla krążenia systemowego pełni blok funkcyjny PVC (ang. Pulmonary Venous Circulation) dla krążenia płucnego. Modeluje on pracę układu żył poprzez wyznaczanie wartości ciśnienia w lewym przedsionku serca oraz ciśnienia i natężenia przepływu w układzie żylnym krążenia płucnego.



Rysunek 3.6: Blok funkcyjny krążenia żylnego płucnego

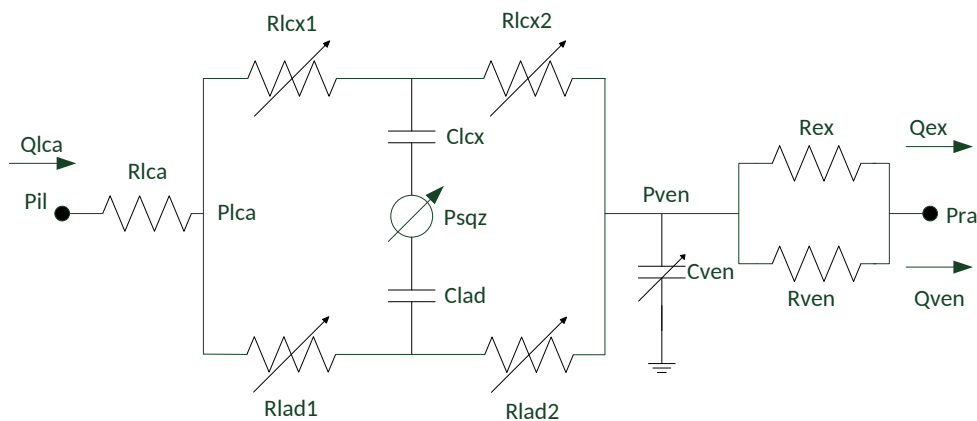
Zależności opisujące działanie bloku PVC są analogiczne jak dla modelu krążenia żylnego układu systemowego.

Przeprowadzenie symulacji funkcjonowania układu krążenia umożliwia wyznaczanie przebiegów takich wartości jak: ciśnienie w lewej i prawej komorze serca (P_{lv} , P_{rv}), przepływ wejściowy i wyjściowy z komór (Q_{li} , Q_{lo} , Q_{ri} , Q_{ro}), natężenie przepływu krwi w systemowym i płucnym układzie tętniczym (Q_{as} , Q_{ap}), ciśnienie w systemowym i płucnym układzie tętniczym (P_{as} , P_{ap}) oraz żylnym (P_{vs} , P_{vp}).

3.2 Modelowanie krążenia wieńcowego

Jako rozszerzenie funkcjonalności opracowanej platformy numerycznej dodano model krążenia wieńcowego. Dysfunkcja układu krążenia wieńcowego zwykle prowadzi do powstania nieprawidłowości w innych elementach układu krążenia. Krążenie wieńcowe jest także istotnym elementem z punktu widzenia wspomagania pracy serca zwłaszcza w procesie regeneracji. Opis matematyczny został opracowany na podstawie źródeł literaturowych [24, 72, 119]. Ciśnienie wejściowe do układu jest proporcjonalne do ciśnienia w lewej komorze serca.

Zmiennymi wejściowymi do modelu są więc ciśnienie aortalne, ciśnienie w lewej komorze oraz ciśnienie w prawym przedsionku (P_{il} , P_{lv} , P_{ra}). Zmiennymi wyjściowymi są: przepływ tętniczy wieńcowy (Q_{lca}), przepływ zasilający prawą komorę (Q_{ven}), przepływy kapilarne wejściowe oraz wyjściowe (Q_{lcx1} , Q_{lcx2} , Q_{lad1} , Q_{lad2}) oraz dodatkowy przepływ wyjściowy (Q_{ex}). Schemat krążenia wieńcowego został przedstawiony na rysunku 3.7 [125].



Rysunek 3.7: Schemat krążenia wieńcowego

Opis oznaczeń przedstawionych na rysunku 3.7 oraz w przedstawionych zależnościach:

R_{lca} opór lewej, wspólnej tętnicy wieńcowej [$mmHg \cdot s/cm^3$],

R_{lcx1} opór lewej gałęzi okalającej przy przepływie z tętnicy wieńcowej do naczyń włosowatych [$mmHg \cdot s/cm^3$],

R_{lcx2} opór lewej gałęzi okalającej przy przepływie z naczyń włosowatych do żyły wieńcowej [$mmHg \cdot s/cm^3$],

R_{lad1} opór przedniej gałęzi zstępującej przy przepływie z tętnicy wieńcowej do naczyń włosowatych [$mmHg \cdot s/cm^3$],

R_{lad2} opór przedniej gałęzi zstępującej przy przepływie z naczyń włosowatych do żyły wieńcowej [$mmHg \cdot s/cm^3$],

C_{lcx} podatność lewej gałęzi okalającej [$cm^3/mmHg$],

C_{lad} podatność przedniej gałęzi zstępującej [$cm^3/mmHg$],

C_{ven} podatność żyły wieńcowej [$cm^3/mmHg$],

R_{ex} opór związany z dodatkowym wyjściem [$mmHg \cdot s/cm^3$],

R_{ven} opór żyły wieńcowej [$mmHg \cdot s/cm^3$],

P_{ven} ciśnienie w żyły wieńcowej [$mmHg$],

P_{ven0} ciśnienie początkowe w żyły wieńcowej [$mmHg$],

P_{sqz} ciśnienie napędowe od lewej komory [$mmHg$],

- P_{il} ciśnienie perfuzji [$mmHg$],
- P_{lca} ciśnienie w rozwidleniu tętnicy wieńcowej [$mmHg$],
- P_{ra} ciśnienie w prawym przedsionku [$mmHg$],
- P_{off} przesunięcie (offset) ciśnienia w żyły wieńcowej [$mmHg$],
- γ_{norm} współczynnik wzmocnienia ciśnienia napędowego [-],
- β parametr określający zależność objętości od rezystancji naczynia [$mmHg \cdot s \cdot cm^3$],
- χ_{ven} parametr określa podatność żył wieńcowych [$cm^3 \cdot mmHg^{-1}$],
- σ_{ven} parametr określa podatność żył wieńcowych [cm^3],
- V_{ven} objętość żyły wieńcowej [cm^3],
- V_{ven0} szczytkowa objętość żyły wieńcowej [cm^3],
- V_{lca} objętość lewej gałęzi okalającej [cm^3],
- V_{lad} objętość lewej przedniej gałęzi zstępującej [cm^3],
- Q_{lca1} przepływ z tętnicy wieńcowej do naczyń włosowatych lewej gałęzi okalającej [cm^3/s],
- Q_{lca2} przepływ z naczyń włosowatych do żyły wieńcowej lewej gałęzi okalającej [cm^3/s],
- Q_{lad1} przepływ z tętnicy wieńcowej do naczyń włosowatych lewej przedniej gałęzi zstępującej [cm^3/s],
- Q_{lad2} przepływ z naczyń włosowatych do żyły wieńcowej lewej przedniej gałęzi zstępującej [cm^3/s],
- Q_{ven} przepływ żylny wieńcowy [cm^3/s],
- Q_{lca} przepływ tętniczy wieńcowy [cm^3/s],
- Q_{ext} przepływ dodatkowy do prawego przedsionka [cm^3/s],

W modelu matematycznym krążenia wieńcowego przyjęto, że ciśnienie zasilające krążenia wieńcowego jest proporcjonalne do ciśnienia w lewej komorze serca:

$$P_{sqz}(t) = \gamma_{norm} \cdot P_{lv}(t) \quad (3.15)$$

Ciśnienie w rozwidleniu tętnicy wieńcowej może być wyznaczone za pomocą zależności:

$$P_{lca}(t) = P_{il}(t) - R_{lca} (Q_{lca1}(t) + Q_{lad1}(t)) \quad (3.16)$$

Natomiast ciśnienie w naczyniach włosowatych mogą być wyznaczone z następujących zależności:

$$P_{lca}(t) = V_{lca}/C_{lca} + P_{sqz}(t) \quad (3.17)$$

$$P_{lad}(t) = V_{lad}/C_{lad} + P_{sqz}(t) \quad (3.18)$$

Ciśnienie w żyły wieńcowej wyznaczyć można z zależności:

$$P_{ven} = V_{ven}(t) \cdot \chi_{ven}^{-1} \cdot \exp[-\sigma (V_{ven}(t) - V_{ven0})] \quad (3.19)$$

Przepływ z tętnic do naczyń włosowatych dla gałęzi okalającej można wyznaczyć z zależności:

$$Q_{lcx1}(t) = \begin{cases} (P_{lca}(t) - P_{lcx}(t))/R_{lcx1} & P_{lca}(t) - P_{lcx}(t) \geq 0 \\ (P_{lca}(t) - P_{lcx}(t))/(R_{lcx1} + \beta (V_{lcx}(t))^{-2}) & P_{lca}(t) - P_{lcx}(t) < 0 \end{cases} \quad (3.20)$$

Przepływ z naczyń włosowatych do żyły wieńcowej dla gałęzi okalającej można wyznaczyć z następującej zależności:

$$Q_{lcx2}(t) = (P_{lcx}(t) - P_{ven}(t))/R_{lcx2} \quad (3.21)$$

Analogicznie przepływ z tętnicy wieńcowej do naczyń włosowatych dla gałęzi zstępującej można wyznaczyć z zależności:

$$Q_{lad1}(t) = \begin{cases} (P_{lca}(t) - P_{lad}(t))/R_{lad1} & P_{lca}(t) - P_{lad}(t) \geq 0 \\ (P_{lca}(t) - P_{lad}(t))/(R_{lad1} + \beta (V_{lad}(t))^{-2}) & P_{lca}(t) - P_{lad}(t) < 0 \end{cases} \quad (3.22)$$

oraz przepływ z naczyń włosowatych do żyły wieńcowej z zależności:

$$Q_{lad2}(t) = \frac{(P_{lad}(t) - P_{ven}(t))}{R_{lad2}} \quad (3.23)$$

Natężenie przepływu krwi zasilającej prawy przedsionek:

$$Q_{ven}(t) = \frac{(P_{ven}(t) - P_{ra}(t))}{R_{ven}} \quad (3.24)$$

Natężenie przepływu dodatkowego krwi zasilającej bezpośrednio prawy przedsionek (poprzez żyły Thebesiana lub inne drobne żyły uchodzące bezpośrednio do prawego przedsionka a nie do zatoki wieńcowej):

$$Q_{ex}(t) = \frac{(P_{ven}(t) - P_{ra}(t) - P_{off}(t))}{R_{ex}} \quad (3.25)$$

Objętości w poszczególnych odcinkach modelu wieńcowego można wyznaczyć korzystając z:

$$\frac{d}{dt} V_{lcx}(t) = Q_{lcx1}(t) - Q_{lcx2}(t) \quad (3.26)$$

$$\frac{d}{dt}V_{lad}(t) = Q_{lad1}(t) - Q_{lad2}(t) \quad (3.27)$$

$$\frac{d}{dt}V_{ven}(t) = Q_{lax2}(t) + Q_{lad2}(t) - Q_{ven}(t) - Q_{ex}(t) \quad (3.28)$$

W celu podłączenia krążenia wieńcowego do zaimplementowanego układu krążenia należało poddać modyfikacji bloki LH/RH, krążenia systemowego tętniczego oraz płucnego żylnego.

3.3 Modelowanie działania sztucznej komory serca

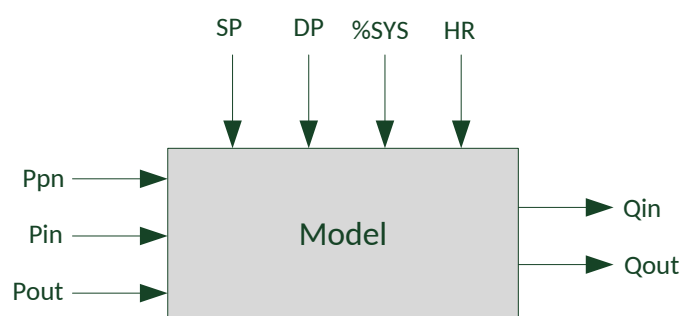
3.3.1 Model w oparciu o równania pracy serca

W celu zbadania dynamiki sztucznej komory serca przeprowadzony został szeroki eksperyment identyfikacyjny pozaustrojowej komory wspomaganie pracy serca POLVAD. Do przeprowadzenia pomiarów wykorzystany został model hybrydowy układu krążenia człowieka. Jest to połączenie symulatora numerycznego ze środowiskiem fizycznym przy wykorzystaniu opracowanych i skonstruowanych przez Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN przetworników impedancji [61]. Przekształcają one obliczone przez model wartości w rzeczywiste przepływy cieczy. Pozwala to na dołączanie i badanie urządzeń wspomagających przy wykorzystaniu cieczy o parametrach zbliżonych do właściwości krwi. Umożliwia to na prowadzenie testów poza organizmem żywym i bez konieczności wykorzystywania naturalnych płynów ustrojowych. Możliwość modyfikacji parametrów modelu matematycznego pozwoliła na przeprowadzenie testów wpływu wspomaganie w przypadku symulacji stanu patologii lewej komory serca, jak również w warunkach ustalonych obciążenia wejściowego i wyjściowego. Wyposażenie stanowiska w odpowiednie czujniki, przetworniki i karty pomiarowe pozwoliło na obserwację i rejestrację wybranych przebiegów: ciśnienia zasilania (Ppn), ciśnienia na wejściu i wyjściu z komory (Pin, Pout) oraz przepływów wlotowego i wylotowego cieczy krwiopodobnej (Qin, Qout).

W ramach przeprowadzonych eksperymentów uzyskano wyniki w postaci 643 serii pomiarowych, składających się z dziesięciu cykli pracy dla różnych warunków zasilania i obciążenia komory. Na ich podstawie przeprowadzane były dalsze prace, mające na celu wyznaczenie modelu badanego urządzenia wspomagającego.

Z kardiologicznego punktu widzenia najważniejszym parametrem wspomaganie jest wielkość rzutu minutowego, czyli objętość krwi, która została przepompowana do obwodu w ciągu jednej minuty. Oszacowanie tej wielkości mogłoby się odbywać się na podstawie znajomości chwilowych wartości objętości komory krwistej urządzenia, jednak metoda tego pomiaru nie została dotychczas dopracowana. Innym sposobem jest obliczenie rzutu na

podstawie pomiaru przepływu wylotowego, co niestety jest trudnym i bardzo kosztownym zadaniem. Z tego względu dokładne modelowanie natężenia przepływu wyjściowego jest jednym z podstawowych czynników, warunkujących prawidłowe zaprojektowanie układu sterowania. Wielkością pomocniczą powinno być wyznaczenie natężenia przepływu wejściowego. Jego znajomość jest konieczna w celu dołączenia modelu urządzenia do wykonanego modelu układu krążenia. Szukany jest więc model o strukturze przedstawionej na rys. 3.8, gdzie wielkości SP, DP, %SYS, HR oznaczają parametry zasilania: wartość maksymalną ciśnienia zasilania (systoli), wartość minimalną ciśnienia zasilania (diastoli), stosunek czasu trwania fazy wyrzutu do całego okresu (procent systoli), liczbę cykli na minutę (częstotliwość).



Rysunek 3.8: Schemat poglądowy poszukiwanego modelu dynamiki VAD (ang. Ventricular Assist Device)

Analiza przebiegów uzyskanych w trakcie pomiarów wskazuje, że modelowanie dynamiki działania urządzenia nie jest zadaniem trywialnym. Mamy do czynienia z szerokim zakresem możliwych zmian parametrów zasilania protezy, które bardzo silnie oddziałują na charakter procesu. Dodatkowo, konieczne jest zamodelowanie działania zastawek mechanicznych oraz zjawisk związanych ze spójnością strugi. Kolejny problem, to bardzo duża zależność opisu od wystąpienia lub braku pełnego napełnienia i opróżnienia komory. Pierwszym podejściem do utworzenia odpowiedniego modelu była modyfikacja opisu elastancyjnego naturalnej komory serca. Zastawki o działaniu analogicznym do diody idealnej zastąpiono zależnością inercyjną. Zmodyfikowany został również sposób wyznaczania ciśnienia w komorze krwistej zgodnie z zależnością:

$$P_v(t) = (V_v(t) - V_0) E_{in}(t) \cdot E_{out}(t) \cdot f(V_v(t), \dot{V}_v(t), \dot{V}_{vmax}(t)) + A \cdot e^{k \cdot v_v(t)} + B \cdot e^{-j \cdot v_v(t)} + C \quad (3.29)$$

gdzie:

P_v – ciśnienie w komorze krwistej [mmHg],

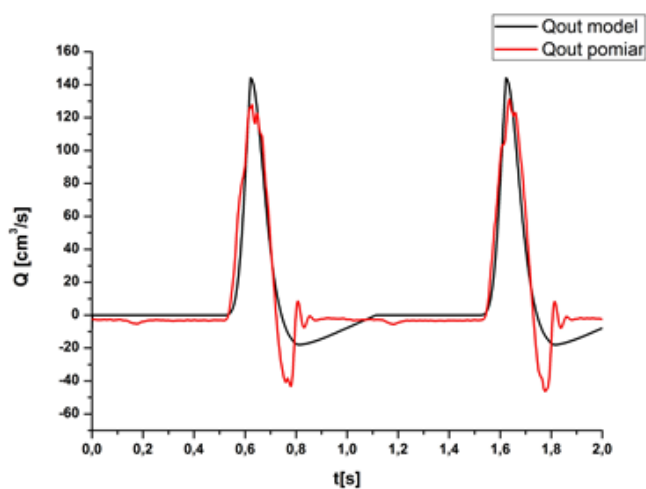
V_v – objętość komory krwistej [cm³],

V_{v0} – objętość komory krwistej przy zerowym ciśnieniu [cm³],

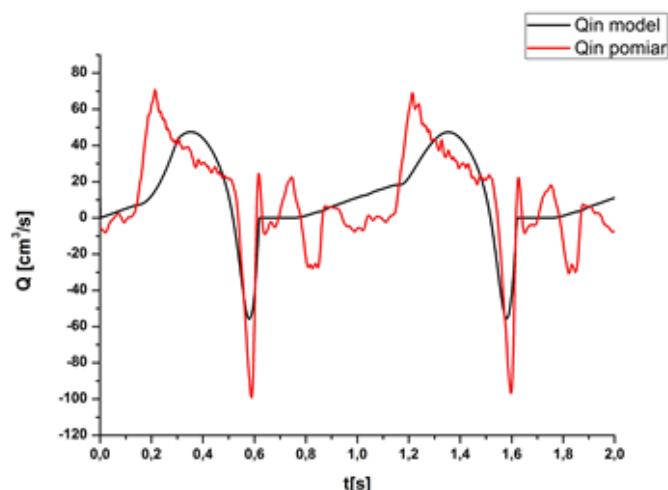
E_{in} – funkcja elastancji przy napełnianiu komory [$mmHg \cdot cm^{-3}$],
 E_{out} – funkcja elastancji przy opróżnianiu komory [$mmHg \cdot cm^{-3}$],
 E_{inmax}, E_{outmax} – wartości maksymalne odpowiednich elastancji E_{in} oraz E_{out} [$mmHg \cdot cm^{-3}$].
 $f(V_v(t), \dot{V}_v(t), V_{vmax}(t))$ - funkcja korekcyjna zależna od wartości objętości komory i tempa wyrzutu,
 A, B, C, j, k – stałe parametry, modyfikujące kształt i pozycję charakterystyki napełniania.

Wykonany opis zawierał wiele nieznanymi parametrów, takich jak: wartości czasu działania zastawek, wartości oporności wlotowych i wylotowych, współczynniki kształtu i przesunięcia czasowego funkcji elastancji.

Do dobrania odpowiednich wartości wykorzystany został program współpracujący ze środowiskiem symulacyjnym PExSim – PExSim Optimizer. Pozwala on na wyznaczenie wartości nieznanymi parametrów modelu poprzez wykorzystanie algorytmów optymalizacyjnych. W wyniku poszukiwań z zastosowaniem różnorodnych metod obliczeniowych i wskaźników optymalizacji najlepszy wynik został otrzymany przy pomocy algorytmu PSO (ang. Particle Swarm Optimization) i wskaźnika optymalizacji przyjętego, jako miara różnic pomiędzy modelowanym i rzeczywistym przepływem wejściowym oraz różnic pomiędzy modelowanym i rzeczywistym przepływem wyjściowym. Porównanie przebiegów modelowanych i pomierzonych przedstawiono na rysunkach rys. 3.9 i rys. 3.10.



Rysunek 3.9: Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu elastancyjnego



Rysunek 3.10: Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wejściowego dla modelu elastancyjnego

Rezultat prac nie jest w pełni zadowalający. Jakość uzyskanego modelu dla zbioru testowego jest niewystarczająca do wykorzystania do syntezy układu sterowania. Błąd R dla zbioru testowego wynosi 0,76.

3.3.2 Model analityczny

Z powodu niezadowalających wyników modelowania sztucznej komory serca zdecydowano się na wykonaniu modelu fizycznego [56]. Przedstawiony opis matematyczny urządzenia został przedstawiony za pomocą zestawu równań różniczkowych. Wartość przepływu wylotowego została zamodelowana za pomocą zależności:

$$\frac{dQ_o(t)}{dt} = \frac{1}{L} (P_p(t) - P_a(t) - Q_o(t)R_{vo}(t)) \quad (3.30)$$

gdzie:

$Q_o(t)$ - przepływ wylotowy ze sztucznej komory [l/min],

$P_p(t)$ - ciśnienie zmierzone w komorze powietrznej sztucznej komory [$mmHg$],

$P_a(t)$ - ciśnienie w kaniuli wylotowej [$mmHg$],

$R_{vo}(t)$ - wartość rezystancji zastawki wylotowej [$mmHg \cdot s/cm^3$].

L – inertancja sztucznej komory [$g \cdot cm^{-4}$].

Wartość przepływu wlotowego można wyznaczyć korzystając z zależności:

$$\frac{dQ_i(t)}{dt} = \frac{1}{L} (P_p(t) - P_{vp}(t) - Q_i(t)R_{vi}(t)) \quad (3.31)$$

gdzie:

$Q_i(t)$ -przepływ wlotowy do sztucznej komory [l/min],

$P_p(t)$ - ciśnienie zmierzone w komorze powietrznej sztucznej komory [$mmHg$],

$P_{vp}(t)$ - ciśnienie w kaniuli wlotowej [$mmHg$],

$R_{vi}(t)$ - wartość rezystancji zastawki wlotowej [$mmHg \cdot s/cm^3$].

L – inertancja sztucznej komory [$g \cdot cm^{-4}$].

Zależność pozwalająca na wyznaczenie ciśnienia w części powietrznej sztucznej komory jest następująca:

$$\frac{dP_p(t)}{dt} = \frac{1}{C_p} \left(\frac{P_d(t) - P_p(t)}{R_d} - Q_i(t) - Q_o(t) \right) \quad (3.32)$$

gdzie:

$Q_i(t)$ -przepływ wlotowy do sztucznej komory [l/min],

$Q_o(t)$ -przepływ wylotowy ze sztucznej komory [l/min],

$P_p(t)$ - ciśnienie zmierzone w komorze powietrznej sztucznej komory [$mmHg$],

$P_d(t)$ - ciśnienie napędowe [$mmHg$],

R_d - rezystancja drenu zasilającego [$mmHg \cdot s/cm^3$],

C_p - wartość podatności sztucznej komory [$cm^3/mmHg$].

Oporności zarówno zastawki wejściowej, jak i wyjściowej są wartościami zmiennymi oraz zależą od aktualnej chwili czasu. Z tego powodu konieczna jest znajomość czasów przełączania dla poszczególnych zastawek dla różnych warunków pracy sztucznej komory. Poniżej zestawiono zależności pozwalające wyznaczyć rezystancję wejściową oraz wyjściową sztucznej komory.

$$R_{vo}(t) = \begin{cases} R_c & 0 \leq t < t_0 \\ R_c - (R_c - R_o) \frac{t-t_0}{t_{o1}-t_0} & t_0 \leq t < t_{o1} \\ R_o & t_{o1} \leq t < t_{o2} \\ R_o + (R_c - R_o) \frac{t-t_{o2}}{t_{o3}-t_{o2}} & t_{o2} \leq t < t_{o3} \\ R_c & t_{o3} \leq t < T \end{cases} \quad (3.33)$$

$$R_{vi}(t) = \begin{cases} R_o & 0 \leq t < t_{i0} \\ R_o + (R_c - R_o) \frac{t-t_{i0}}{t_{i1}-t_{i0}} & t_{i0} \leq t < t_{i1} \\ R_c & t_{i1} \leq t < t_{i2} \\ R_c - (R_c - R_o) \frac{t-t_{i2}}{t_{i3}-t_{i2}} & t_{i2} \leq t < t_{i3} \\ R_o & t_{i3} \leq t < T \end{cases} \quad (3.34)$$

gdzie:

$t_{o0} \rightarrow t_{o1}$ oraz $t_{o2} \rightarrow t_{o3}$ to czasy potrzebne w celu otwarcia oraz zamknięcia zastawki wyjściowej,

$t_{i0} \rightarrow t_{i1}$ oraz $t_{i2} \rightarrow t_{i3}$ to czasy potrzebne w celu otwarcia oraz zamknięcia zastawki wejściowej,

T - czas trwania pojedynczego cyklu [s],

R_c - rezystancja przy zamkniętej zastawce [$mmHg \cdot s/cm^3$],

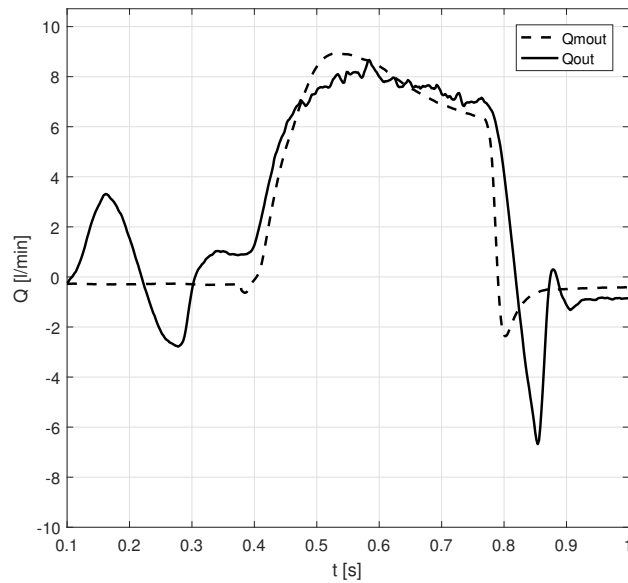
R_o - rezystancja przy otwartej zastawce [$mmHg \cdot s/cm^3$].

Do symulacji przyjęto następujące parametry: $R_o = 11.5$ [$mmHg \cdot s/cm^3$], $R_c = 0.4$ [$mmHg \cdot s/cm^3$], $L = 0.014$ [$g \cdot cm^{-4}$], $C_p = 0.15$ [$cm^3/mmHg$]. Symulację przeprowadzono dla szeregu zmiennych parametrów ciśnienia sterującego pompą POLVAD. Wartości błędów modelowania dla przykładowych serii pomiarowych zostały zestawione w tabeli 3.1. W tabeli znajdują się także wartości parametrów fali ciśnienia sterującego.

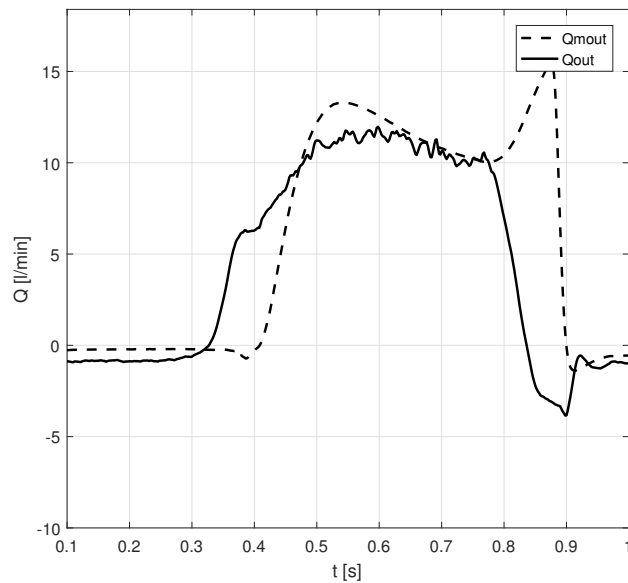
Tabela 3.1: Wartości parametrów ciśnienia sterującego oraz błędy modelowania dla przykładowych symulowanych przypadków od P1 do P6

	P1	P2	P3	P4	P5	P6
<i>MSE</i>	5,31	23,42	8,16	4,77	7,55	9,43
<i>R</i>	0,89	0,53	0,86	0,85	0,79	0,74
<i>RMSE</i>	2,3	4,84	4,28	2,18	2,75	3,07
<i>NRMSE</i>	0,12	0,3	0,13	0,12	0,15	0,17
<i>SDP</i>	200	200	200	200	200	200
<i>DDP</i>	-50	-50	-50	-50	-50	-50
<i>%SL</i>	40	50	40	30	45	45
<i>HR</i>	60	60	60	60	60	80
<i>DEL</i>	3	3	3	3	3	3

Na wykresach 3.11 oraz 3.12 zestawiono wyniki modelowania przepływu wyjściowego z komory dla dwóch wybranych przypadków P1 oraz P2.



Rysunek 3.11: Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu fizycznego dla zestawu parametrów P1



Rysunek 3.12: Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu fizycznego dla zestawu parametrów P2

Wyraźnie widzimy, że uzyskany model jest lokalnym modelem sztucznej komory serca. Dla wielu symulowanych przypadków uzyskano zadowalające wyniki (charakteryzujące się wysokimi wskaźnikami zgodności model $R \approx 0,8 - 0,9$) jednak, co zaobserwowano na rysunku 3.12, istnieją przypadki dla których wartości błędów modelowania są niezadowalające ($R = 0,53$).

3.3.3 Model nieliniowy autoregresyjny z zewnętrznym wejściem

Kolejnym etapem badań było opracowanie modelu nieliniowego z regresją NARX (ang. Nonlinear AutoRegressive Exogenous). Zrezygnowano z identyfikacji modeli liniowych ze względu na fakt, że mamy do czynienia z obiektem silnie nieliniowym. Liniowy model SISO ARX może być zapisany za pomocą zależności:

$$\begin{aligned} y(k) + a_1y(k-1) + a_2y(k-2) + \dots + a_{na}y(k-na) = \\ = b_1u(k-1) + b_2u(k-2) + \dots + b_{nb}u(k-nb) + e(k) \end{aligned} \quad (3.35)$$

gdzie: na to liczba wartości przeszłych wyjść, nb to wartości wejść, $y(k-1), y(k-2), \dots, y(k-na), u(k-1), u(k-2), \dots, u(k-nb)$ to opóźnione wartości wyjść oraz wejść (regresor), współczynniki $a_1, a_2, \dots, a_{na}, b_1, b_2, \dots, b_{nb}$ stanowią parametry regresora, $e(k)$ zakłócenie w chwili k .

Zależność może być przedstawiona w następującej postaci:

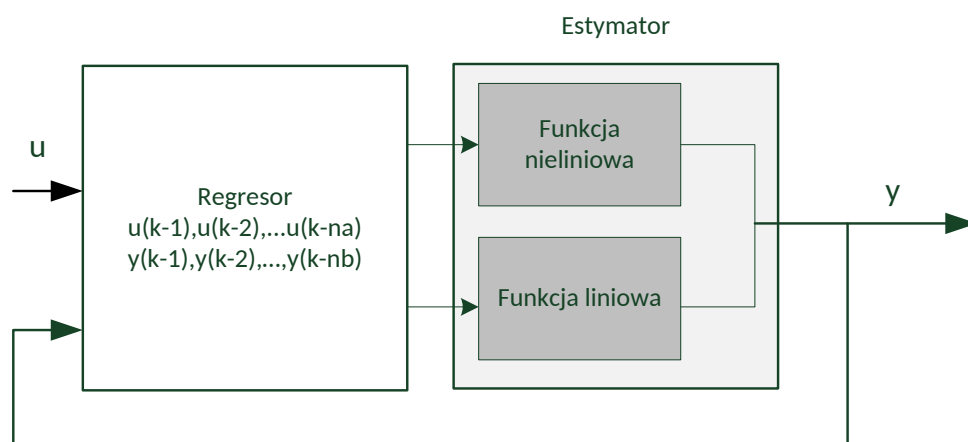
$$\begin{aligned} y(k) = -a_1y(k-1) - a_2y(k-2) + \dots + a_{na}y(k-na) + \\ + b_1u(k-1) + b_2u(k-2) + \dots + b_{nb}u(k-nb) + e(k) \end{aligned} \quad (3.36)$$

Przyjęto, że nk (wejściowe opóźnienie) jest równe zero w celu uproszczenia zależności. Zależność ta może zostać rozszerzona dla obiektów nieliniowych:

$$y(k) = g\{y(k-1), y(k-2), \dots, y(k-na), u(k-1), u(k-2), \dots, u(k-nb), \theta\} + e(k) \quad (3.37)$$

gdzie nieliniowa funkcja g jest sparametryzowana przez $\theta \in R$.

Wejściami do funkcji g są wyjścia z regresora. Na rysunku 3.13 przedstawiono schemat modelu NARX.



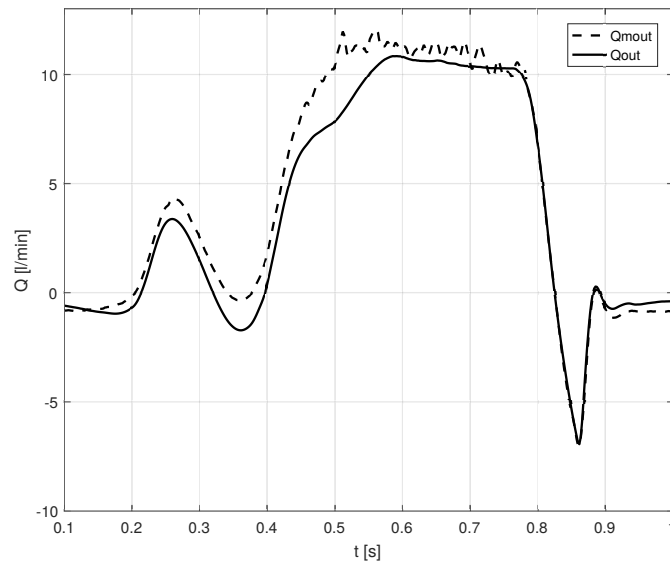
Rysunek 3.13: Schemat symulowanego modelu NARX

Estymator zawiera człon liniowy oraz nieliniowy. Opisany może być on następującą zależnością:

$$F(x) = L^T(x - r) + d + g(Q(x - r)) \quad (3.38)$$

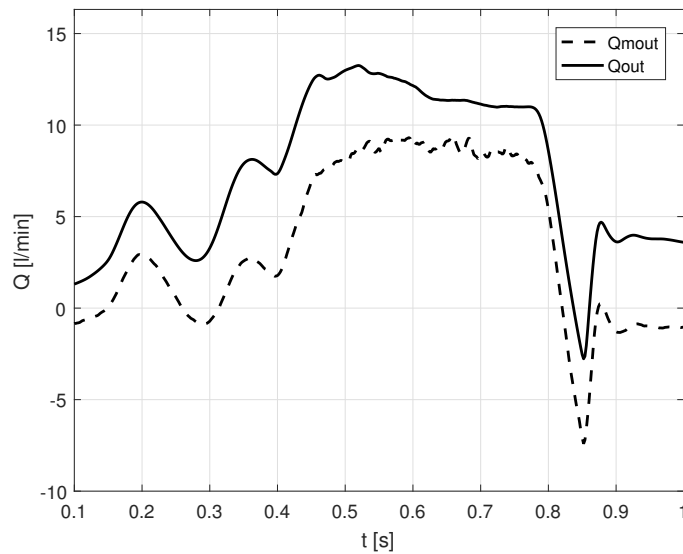
gdzie: x to wektor regresora, $L^T(x - r) + d$ wyjście z członu liniowego przy $d \neq 0$, d to skalarny offset, $g(Q(x - r))$ wyjście z bloku nieliniowego estymatora, r średnia wartość z wartości regresora.

W przypadku systemów MIMO istnieje wersja macierzowa umożliwiająca identyfikację modeli MIMO ARX (macierze n_y na n_u gdzie n_y oraz n_u to liczba wyjść oraz wejść). W trakcie badań nad modelem sztucznej komory serca uzyskano w procesie identyfikacji wiele różnych modeli typu NARX. W pracy ograniczono się do podania modelu o największej zgodności. Model posiada trzy wejścia: P_{pn}, P_{in}, P_{out} oraz dwa wyjścia Q_{out} oraz Q_{in} . Parametry regresora to: $na = \begin{bmatrix} 2 & 0 \\ 0 & 2 \end{bmatrix}$, $nb = \begin{bmatrix} 2 & 2 & 2 \\ 2 & 2 & 2 \end{bmatrix}$ oraz $nk = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$. W wyniku identyfikacji uzyskano model NARX o wysokim wskaźniku R wynoszącym 0.98. Na rysunkach 3.14 oraz 3.15 zestawiono przebiegi modelowanego przepływu w stosunku do wartości referencyjnej.



Rysunek 3.14: Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu NARX dla zestawu parametrów P1

Uzyskany model dla wielu przypadków (P1-P5), podobnie jak w przypadku modelu elastancyjnego, charakteryzuje się wysokim stopniem dopasowania $R > 0,83$.



Rysunek 3.15: Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu NARX dla zestawu parametrów P6

Istnieją jednak przypadki (rys. 3.15) gdzie model charakteryzuje się niskim stopniem dopasowania do sygnału referencyjnego. W tabeli 3.2 zestawiono przykładowe wyniki dla różnych parametrów sygnału sterującego sztuczną komorą serca.

Tabela 3.2: Wartości parametrów ciśnienia sterującego oraz błędy modelowania dla przykładowych symulowanych przypadków od P1 do P7

	P1	P2	P3	P4	P5	P6
<i>MSE</i>	0,96	1,22	9,34	1,60	0,59	16,29
<i>R</i>	0,98	0,97	0,83	0,95	0,99	0,42
<i>RMSE</i>	0,98	1,10	3,06	1,26	0,77	4,04
<i>NRMSE</i>	0,05	0,07	0,18	0,07	0,04	0,24
<i>SDP</i>	200	200	250	200	200	200
<i>DDP</i>	-50	-50	-75	-50	-50	-75
<i>%SL</i>	40	50	50	30	45	40
<i>HR</i>	60	60	60	60	60	60

Podobnie jak w przypadku modelu elastancyjnego, wyniki uzyskane w trakcie weryfikacji uzyskanych modeli parametrycznych NARX nie przyniosły oczekiwanych rezultatów. Zmiana istotnych parametrów sterowania, jak stopień wypełnienia sygnału sterującego (*%SYS*) czy częstotliwości pracy skutkuje znacznym pogorszeniem jakości predykcji (przypadek P6).

3.3.4 Model neuronowy

Kolejnym etapem badań była próba opracowania neuronowego modelu sztucznej komory serca. W przypadku, gdy klasyczne metody identyfikacji modelu nie przyniosły oczekiwanych rezultatów postanowiono zaimplementować model w oparciu o sztuczne sieci neuronowe.

Sieci neuronowe nie są nową koncepcją. W 1943 roku McCulloch oraz Pitts stworzyli model neuronu w oparciu o działanie komórki nerwowej [102]. Później stworzono szereg modeli matematycznych uwzględniających w większym bądź mniejszym stopniu własności komórki nerwowej. Schemat obwodowy stowarzyszony z większością tych modeli odpowiada modelowi McCullocha oraz Pittsa. Sygnały wejściowe sumowane są z odpowiednimi wagami w sumatorze, a następnie porównywane z progiem. Sygnał wyjściowy neuronu wyraża się zależnością [102]:

$$y = f \left(\sum_{i=1}^N w_i \cdot x_i \right) \quad (3.39)$$

gdzie: $f()$ - funkcja aktywacji, w_i - wartość wagi na i tym wejściu, x_i - wartość i tego wejścia.

W modelu McCullocha-Pittsa zastosowano skokową funkcję aktywacji. Oprócz skokowej funkcji aktywacji możliwe jest zastosowanie także funkcji liniowej lub nieliniowej typu sigmoidalnego. Typ funkcji nieliniowej ma decydujący wpływ na wybór techniki uczenia neuronu (metody doboru wag). Istotnym czynnikiem jest także wstępny wybór strategii uczenia. Wyróżnić można dwa podejścia [136]:

- uczenie z nauczycielem (ang. supervised learning) – w tym trybie nauki przyjmuje się, że znany jest pożądany sygnał wyjściowy z neuronu, a dobór wag musi być przeprowadzony w taki sposób aby aktualny sygnał wyjściowy neuronu był zbliżony do wartości zadanej,
- uczenie bez nauczyciela (ang. unsupervised learning) – ten tryb jest stosowany, gdy nie dysponujemy wiedzą, jaka powinna być pożądana wartość neuronu na wyjściu. Dobór wag odbywa się bądź wykorzystując konkurencję neuronów między sobą (ang. Winner Takes All), bądź stosując metodę uczenia Hebba.

Pojedyncze neurony powiązane wzajemnie ze sobą tworzą sieć neuronową. W zależności od sposobu połączenia można wyróżnić następujące rodzaje sieci [102]:

- sieć jednokierunkowa,
- sieć rekurencyjna,
- sieć komórkowa.

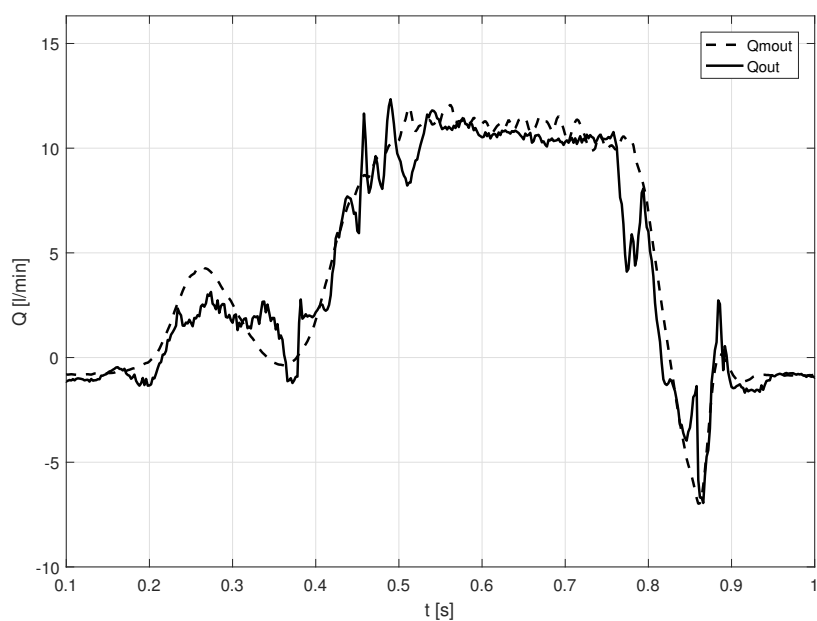
Najbardziej popularne są sieci jednokierunkowe (ang. feedforward). Przepływ sygnałów w sieci odbywa się w jednym kierunku (od wejścia do wyjścia). Neurony ułożone są

w warstwach, a powiązania między neuronowe dotyczą tylko neuronów w sąsiednich warstwach. Liczba neuronów wejściowych jest równa wymiarowi wektora wejściowego. Z warstwy wejściowej sygnały są przekazywane do warstwy ukrytej. Warstwa ostatnia jest warstwą wyjściową. Wszystkie pozostałe warstwy neuronów umieszczone pomiędzy warstwą wejściową, a warstwą wyjściową noszą nazwę warstw ukrytych. Liczba neuronów w tych warstwach może być różna.

Sieć rekurencyjna charakteryzuje się tym, że powiązania neuronów są dowolne a przepływ sygnałów w sieci jest dwukierunkowy. Nazwa sieci wywodzi się z tego, że istnieją sprzężenia zwrotne (rekurencja). Inny rodzaj powiązań między neuronowych przedstawia sobą sieć komórkowa (ang. cellular neural network). Poszczególne neurony są powiązane lokalnie ze swoimi sąsiadami, przy czym powiązanie jest dwukierunkowe i dotyczy neuronów należących do tzw. sąsiedztwa.

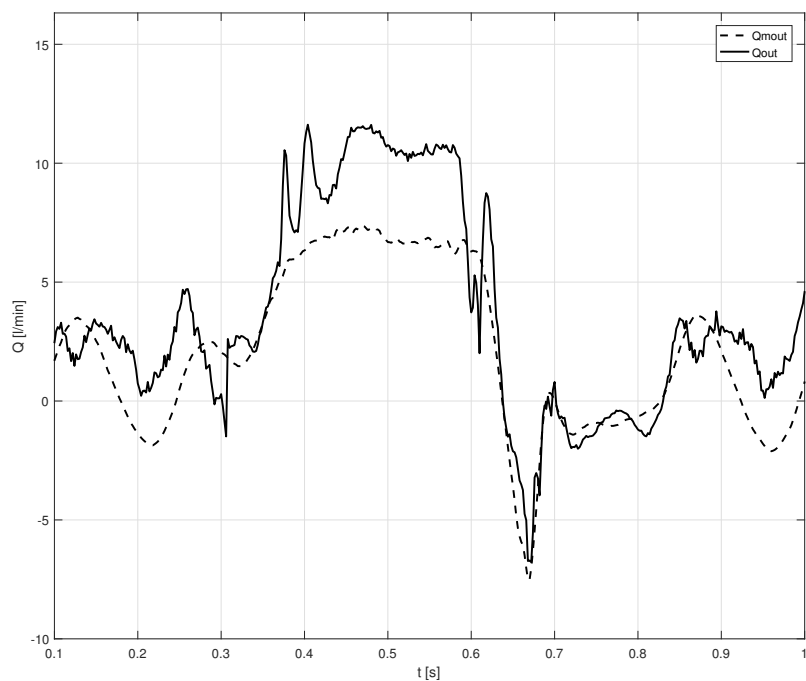
Ponieważ sieci jednokierunkowe typu feedforward są obecnie najbardziej popularne, oraz idealnie nadają się zarówno do celów identyfikacji, jak i tworzenia układów sterowania, zdecydowano się na wybór tego typu sztucznych sieci neuronowych do identyfikacji modelu sztucznej komory serca. W trakcie przeprowadzonych prac przebadano wiele różnych struktur sieci neuronowych. W pracy opisano sieć, która charakteryzowała się największą zgodnością. Sieć neuronowa składa się z jednej warstwy ukrytej z 15 neuronami oraz sigmoidalnymi funkcjami aktywacji. Sieć posiada trzy wejścia P_{pn}, P_{in}, P_{out} oraz dwa wyjścia Q_{out} oraz Q_{in} . Do nauki sieci wykorzystano algorytm Levenberga-Marquardta. Algorytm Levenberga-Marquardta [68, 76] jest zaawansowanym algorytmem optymalizacji nieliniowej.

Na rysunkach 3.16 oraz 3.17 zestawiono przebiegi modelowanego przepływu w stosunku do wartości referencyjnej.



Rysunek 3.16: Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego

Widzimy, że w pierwszym przypadku $P1$ model charakteryzuje się wysokim stopniem zgodności (wskaźnik $R = 0,97$).



Rysunek 3.17: Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu NN dla zestawu parametrów P6

Istnieją jednak przypadki, w których zgodność z sygnałem referencyjnym jest dużo mniejsza (rys. 3.17). W tabeli 3.3 zestawiono wartości wskaźników jakości modelowania dla przykładowych zestawów danych od $P1$ do $P6$.

Tabela 3.3: Wartości parametrów ciśnienia sterującego oraz błędy modelowania dla przykładowych symulowanych przypadków od $P1$ do $P6$

	P1	P2	P3	P4	P5	P6
MSE	1,59	4,25	5,47	3,18	2,19	5,75
R	0,97	0,91	0,90	0,89	0,94	0,66
$RMSE$	1,26	2,06	2,34	1,78	1,48	2,40
$NRMSE$	0,06	0,13	0,14	0,10	0,08	0,16
SDP	200	200	250	200	200	180
DDP	-50	-50	-75	-50	-50	-55
$\%SL$	40	50	50	30	45	40
HR	60	60	60	60	60	80

3.3.5 Podsumowanie wyników uzyskanych za pomocą różnych modeli

Analizując wyniki uzyskane podczas modelowania oraz identyfikacji modelu sztucznej komory serca stwierdzono, że nie jest to zadanie trywialne. Istnieje dużo czynników niezależnych wpływających na pracę urządzenia. Wprawdzie niektóre z uzyskanych modeli (np. NARX lub sztuczne sieci neuronowe) charakteryzowały się wysokim stopniem zgodności zarówno wśród danych uczących, walidacyjnych, jak i testowych, jednak istniały przypadki wybrane z dodatkowego zbioru testowego dla którego wyniki były niezadowolające (wskaźnik $R \leq 0,66$). Przyczyną takiego stanu rzeczy jest zapewne skomplikowana konstrukcja oraz oddziaływanie membrany. Nawet drobne zmiany w parametrach sygnału sterującego powodowały znaczne zmiany w jakości modelowania. Zjawiska zachodzące w trakcie zwłaszcza stanów przejściowych w trakcie pracy sztucznej komory (występujące przy całkowitym napełnieniu lub pełnym wyrzucie), są trudne do modelowania. Główną trudnością modelowania jest dokładny opis działania zastawek oraz oszacowanie ruchu elastycznej membrany. Z tego powodu nie udało się uzyskać zarówno modeli fizykalnych o wystarczającym na potrzeby syntezy układów sterowania, jak i modeli parametrycznych, czy modeli typu black-box. Także analizując źródła literaturowe można wyciągnąć wniosek, że modelowanie pulsacyjnej sztucznej komory nie jest zagadnieniem prostym. Istnieje bardzo niewiele publikacji opisujących próby uzyskania modelu urządzenia pulsacyjnego do wspomaganie pracy komór serca [22, 51, 56, 122, 123, 157]. Głównie są to modele bazujące na analogiach układu krążenia do układów elektrycznych (tzw. modele elastancyjne) lub

modele parametryczne. Jedynie w przypadku zastosowania metody elementów skończonych do obliczenia stanu sztucznej komory serca dają zadowalające rezultaty. Istnieje wiele opracowań tego typu [8, 74, 80, 82, 87, 135]. Modele te jednak są wykorzystywane do optymalizacji konstrukcji oraz analizy zjawisk przepływowych w komorze krwistej, a nie do sterowania w czasie rzeczywistym. Kolejne prace zdecydowano się skierować na opracowanie algorytmu sterowania nie wykorzystującego model. Synteza algorytmu sterowania w przypadku braku modelu obiektu jest zagadnieniem znacznie trudniejszym oraz wiąże się z koniecznością posiadania szerokiej wiedzy o działaniu obiektu regulacji. Dużo mniej jest w literaturze opracowań tego typu.

Najlepsze dopasowanie, dla wszystkich analizowanych przypadków testowych oraz walidacyjnych, uzyskano dla modelu elastacyjnego ($R = 0,76$, rozdział 3.3.1). Charakteryzuje się on najmniejszą wśród badanych modeli zmiennością stopnia dopasowania w zależności od zmiennych parametrów wejściowych.

3.4 Symulacja stanów prawidłowych oraz patologicznych

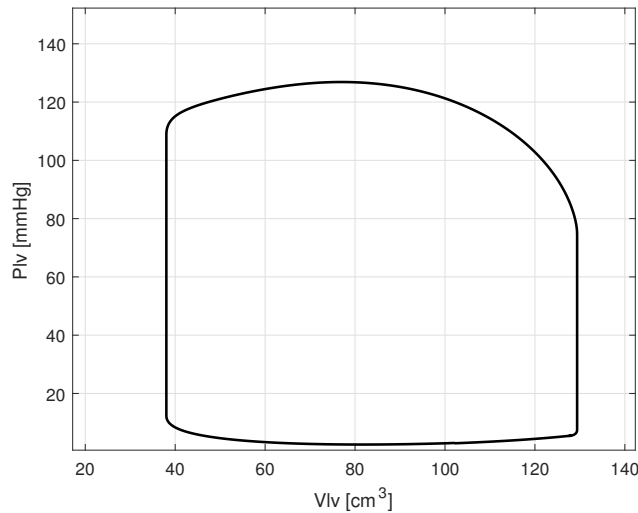
W celu opracowania algorytmu sterowania, nie bazującego na modelu sztucznej komory konieczne było przeprowadzenia badań symulacyjnych mających na celu określenie wymagań stawianych układowi regulacji. Wykorzystano zaimplementowaną bibliotekę do symulacji układu krążenia oraz urządzenia wspomagającego (rozdziały 3.1, 3.2 oraz 3.3). Przeprowadzenie symulacji umożliwia odtwarzanie przebiegów głównych wielkości hemodynamicznych, takich jak przepływy, ciśnienia i zmiany objętości komór. Poniżej w tabeli 3.4 zestawiono parametry układu krążenia wraz z domyślnymi wartościami parametrów.

Tabela 3.4: Przyjęte parametry modelu układu krążenia [24, 25, 28]

Nazwa	Wartość	Jednostki	Oznaczenie
Lewe Serce (LH)			
Elastancja lewej komory	3.33	$[mmHg \cdot cm^{-3}]$	E_{maxl}
Objętość szcztąkowa lewej komory	5	$[cm^3]$	V_{l0}
Podatność lewego przedsionka	5	$[cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$	C_{la}
Rezystancja zastawki dwudzielnej	0.0225	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{li}
Rezystancja zastawki trójdzielnej	0.0225	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{lo}
Prawe Serce (RH)			
Elastancja prawej komory	1	$[mmHg \cdot cm^{-3}]$	E_{maxr}
Objętość szcztąkowa prawej komory	5	$[cm^3]$	V_{r0}
Podatność prawego przedsionka	5	$[cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$	C_{ra}
Rezystancja zastawki dwudzielnej	0.0225	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{ri}
Rezystancja zastawki trójdzielnej	0.0225	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{ro}
Krażenie systemowe			
Rezystancja krążenia systemowego tętniczego	1	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{as}
Podatność krążenia systemowego tętniczego	1.8	$[cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$	C_{as}
Rezystancja krążenia systemowego żylnego	0.0014	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{vs}
Podatność krążenia systemowego żylnego	180	$[cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$	C_{as}
Rezystancja charakterystyczna krążenia systemowego	0.0375	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{cs}
Podatność charakterystyczna krążenia systemowego	0.2	$[cm^3 \cot mmHg^{-1}]$	C_{il}
Krażenie płucne			
Rezystancja krążenia płucnego tętniczego	0.2	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{ap}
Podatność krążenia płucnego tętniczego	5	$[cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$	C_{ap}
Rezystancja krążenia płucnego żylnego	0.0025	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{vp}
Podatność krążenia płucnego żylnego	180	$[cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$	C_{as}
Rezystancja charakterystyczna krążenia płucnego	0.003	$[mmHg \cdot s \cdot cm^{-3}]$	R_{cp}
Podatność charakterystyczna krążenia płucnego	0.2	$[cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$	C_{ir}

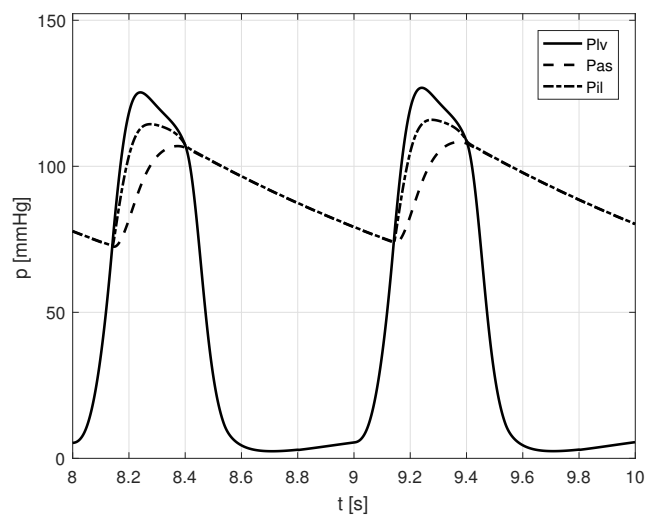
W pierwszym etapie badań symulacyjnych przeprowadzono symulację fizjologicznego stanu układu krążenia. Celem było uzyskanie danych referencyjnych stanu prawidłowego z którym będą porównywane kolejne badania symulacyjne. W tabeli 3.4 podane zostały parametry domyślne przyjęte do symulacji stanu prawidłowego fizjologicznie.

Na rysunku 3.18 widać zależność ciśnienia od objętości (pętla PV) dla lewej komory serca. Wyraźnie widzimy poszczególne fazy pracy komory od skurczu komory po rozkurcz izowulometryczny. Przedstawiona pętla w pojedynczym cyklu pracy zawarta jest pomiędzy charakterystyką bierną (wynika z naprężeń, które występują w mięśni niebudzonym), a charakterystyką czynną, związaną z wyrzutem krwi do aorty.



Rysunek 3.18: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla lewej komory serca

Analizując wartości objętości końcowo-rozkurczowej (EDV) i końcowo-skurczowej (ESV) oraz wartości ciśnienia końcowo-skurczowego i końcowo-rozkurczowego można wnioskować, że jest to obraz pracy lewej komory dla stanu fizjologicznie prawidłowego. W przypadku pętli przedstawionej na rysunku 3.18 można określić wartość rzutu jednostkowego ok. $SV = 87 [cm^3]$. Maksymalna wartość ciśnienia w lewej komorze wynosi ok. $125 [mmHg]$. Wartość objętości końcowo-skurczowej $ESV = 38 [cm^3]$, natomiast końcowo-rozkurczowej $ESV = 125 [cm^3]$

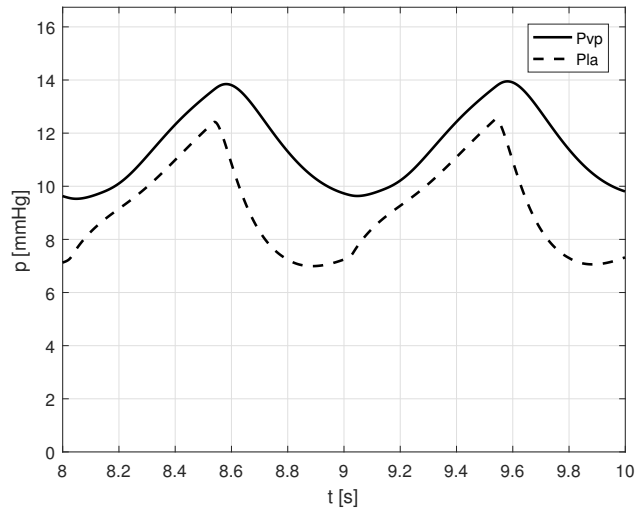


Rysunek 3.19: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych

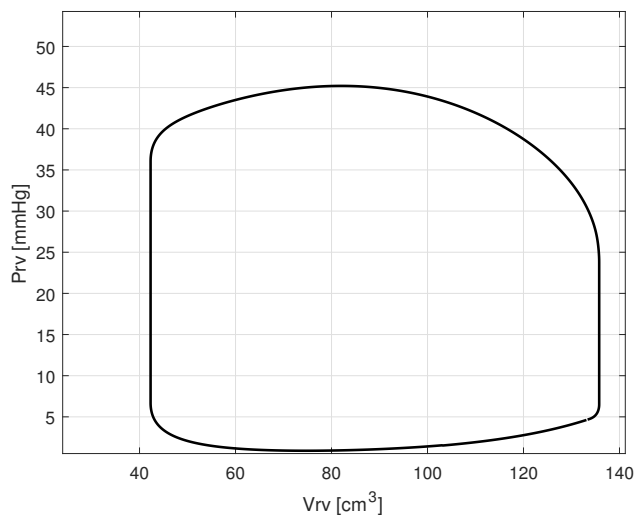
Podobnie jest w przypadku analizy wartości ciśnienia w lewej komorze serca P_{lv} oraz ciśnienia w aorcie P_{as} . Wartość ciśnienia P_{as} waha się od maksymalnej wartości ok. $120 [mmHg]$ do wartości minimalnej ok. $80 [mmHg]$, co jest stanem fizjologicznie

prawidłowym. Przebieg ciśnień ma także prawidłowy przebieg oraz podobnie jak w przypadku pętli pracy serca widoczne są poszczególne fazy pracy komory, które są charakterystyczne dla stanu prawidłowego.

Przebiegi ciśnień P_{la} (ciśnienie w lewym przedsionku) oraz P_{vp} (ciśnienie w układzie krążenia płucnego żylnego). Dane przedstawione zostały na rysunku 3.20. Zarówno zakres zmian wartości ciśnień, jak i ich przebieg jest prawidłowym stanem fizjologicznym.



Rysunek 3.20: Wynik modelowania ciśnienia w układzie żylnym płucnym (P_{vp}) i ciśnienia przedsionkowego (P_{la}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych



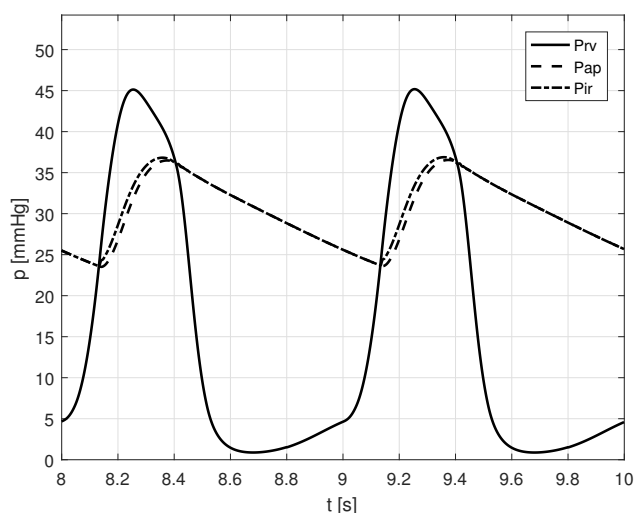
Rysunek 3.21: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla prawej komory serca

Uzyskane przebiegi charakterystyczne dla prawej komory serca przedstawiono na rysunku 3.21. Podobnie jak w przypadku lewej komory serca przedstawiona pętla w pojedynczym cyklu pracy zawiera jest pomiędzy charakterystyką bierną (wynika z naprężeń, które występują

w mięśniu niepobudzonym), a charakterystyką czynną, związaną z wyrzutem krwi do tętnicy płucnej. Wartości poszczególnych objętości (EDV oraz ESV) można uznać za wartości fizjologicznie prawidłowe.

W pracy skupiono się na opracowaniu algorytmu sterowania dla lewej komory serca. Oczywiście ze względu na podobieństwo w pracy obu komór nie było uzasadnienia do przeprowadzenia badań oddzielnie dla lewej oraz prawej komory serca. Opracowany algorytm jest możliwy do zastosowania zarówno dla wspomagania lewokomorowego oraz prawokomorowego. Pomimo faktu, że skupiono się na wspomaganiu lewej komory serca konieczna jest także analiza pracy prawej komory serca, pomimo że jej parametry nie będą ulegały zmianie.

Układ krążenia jest jednak układem zamkniętym i z tego powodu pogorszenie się warunków pracy jednego z komponentów wpływa na działanie wszystkich innych komponentów w układzie. Dlatego też konieczne jest przeprowadzanie analizy pracy układu krążenia dla każdego z elementów.

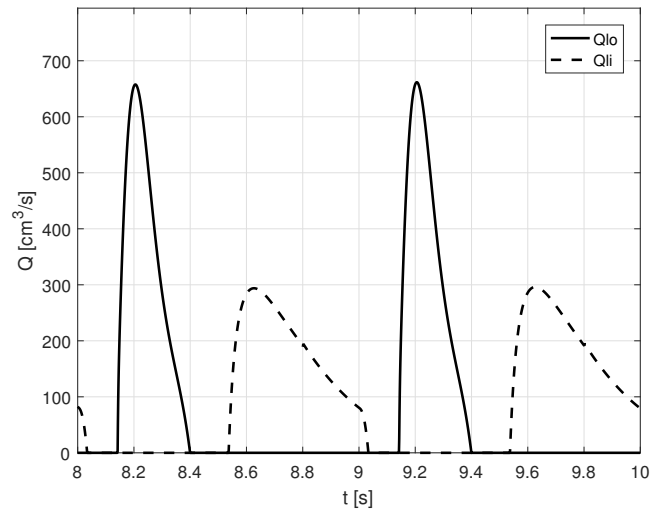


Rysunek 3.22: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{rv}) i ciśnienia w układzie tętniczym płucnym (P_{ap}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych

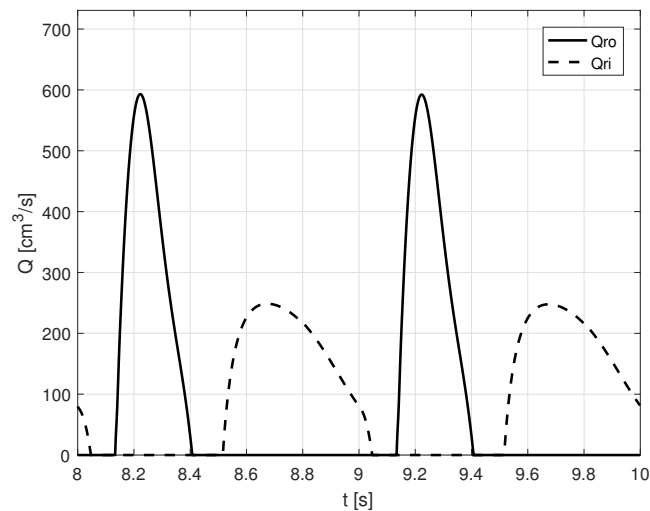
Przebiegi ciśnienia P_{rv} (prawej komorze) oraz ciśnienia P_{ap} (ciśnienie w tętnicy płucnej) także są fizjologicznie prawidłowe (rys. 3.22). Wyraźnie widoczne są poszczególne fazy pracy komory.

Na rysunkach 3.23 oraz 3.24 przedstawiono przebiegi przepływów dla odpowiednio lewej oraz prawej komory serca. Analiza zarówno wartości przepływów, jak i ich przebiegu pozwala stwierdzić, że mieszczą się one w zakresie wartości, które można uznać za fizjologicznie prawidłowe. Wprawdzie analizując pętlę serca dla lewej oraz prawej komory możliwa jest analiza wartości rzutu minutowego poszczególnych komór, ale na pętli brakuje informacji o chwilowych wartościach przepływu zarówno wlotowego, jak i wylotowego. Analizując

przebiegi można także sprawdzić zależności czasowe pomiędzy poszczególnymi fazami pracy serca oraz maksymalne wartości przepływów. Jest to pomocne zwłaszcza w przypadku oceny skuteczności wspomagania dla asynchronicznej pracy urządzenia wspomagającego. W przypadku synchronicznej pracy pompy wspomagania szczytowe wartości przepływów nie zmieniają się, jeżeli warunki hemodynamiczne w układzie krążenia nie uległy zmianie.

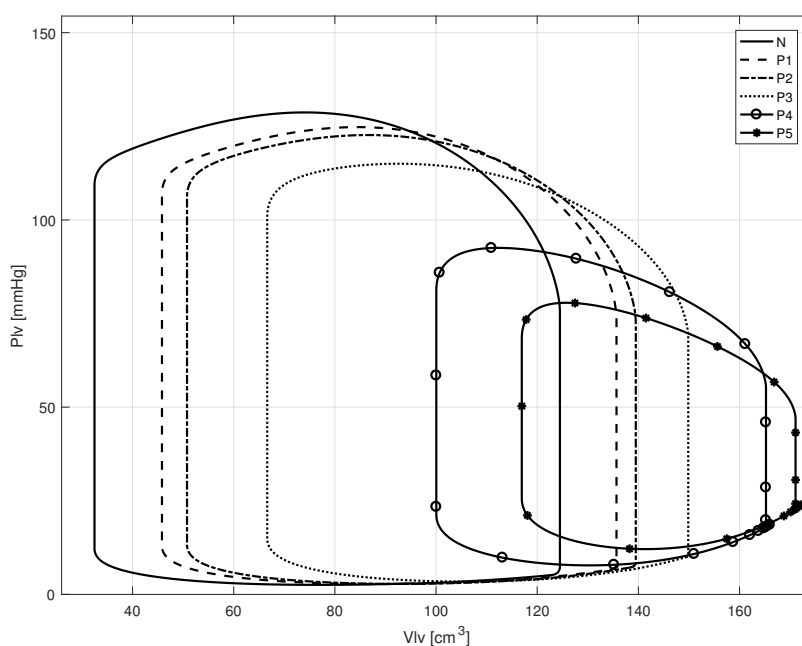


Rysunek 3.23: Wynik modelowania wypływu z lewej komory (Q_{lo}) i wpływu (Q_{li}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych



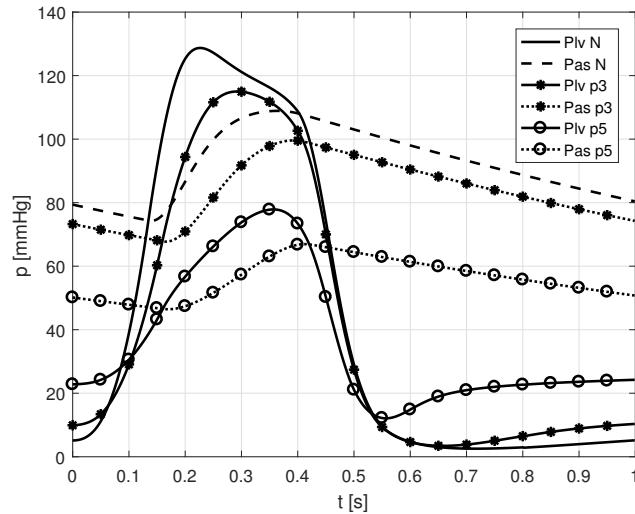
Rysunek 3.24: Wynik modelowania wypływu z lewej komory (Q_{ro}) i wpływu (Q_{ri}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych

Kolejnym etapem było przeprowadzenie symulacji dla sytuacji patologicznych. Sprawdzono wpływ wartości elastancji lewej komory na układ krążenia. Przyjęto następujące wartości elastancji: $E_{maxl} = 4 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ (N), $E_{maxl} = 3.5 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ (P1), $E_{maxl} = 3 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ (P2), $E_{maxl} = 2 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ (P3), $E_{maxl} = 1 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ (P4), $E_{maxl} = 0.7 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ (P5) oraz dla każdego z przypadków $V_{l0} = 15 [cm^3]$. Na rysunku 3.25 przedstawiono wpływ zmiany elastancji lewej komory na zależność pomiędzy ciśnieniem a objętością lewej komory.



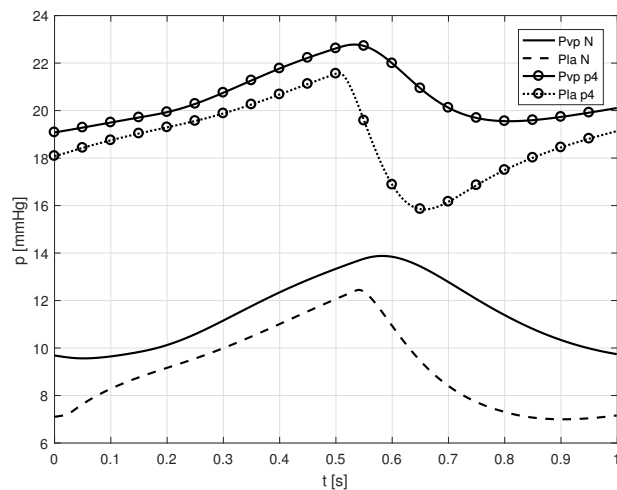
Rysunek 3.25: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla: $E_{maxl} = 4$ (N), $E_{maxl} = 3.5$ (P1), $E_{maxl} = 3$ (P2), $E_{maxl} = 2$ (P3), $E_{maxl} = 1$ (P4), $E_{maxl} = 0.7$ (P5) $[mmHg \cdot cm^{-3}]$ oraz $V_{l0} = 15 [cm^3]$

Wyraźnie widzimy, że zmniejszenie wartości elastancji lewej komory serca powoduje przesunięcie oraz obrót pętli PV w prawą stronę zgodnie ze wskazówkami zegara. Wyraźnie widzimy, że wraz z pogorszeniem kurczliwości mięśnia lewej komory następuje zwiększenie zarówno wartości końcowo-rozkurczowej objętości (VED), jak i wartości końcowo-skurczowej objętości (VES). Jest to spowodowane mniejszą ilością krwi wyłaczanej z lewej komory do aorty, czyli do krążenia systemowego. Z tego powodu większa objętość krwi pozostaje po wyrzucie w lewej komorze. Utrata inotropii sercowej (tzn. zmniejszona kurczliwość) powoduje przesunięcie w dół krzywej Franka-Starlinga. Powoduje to między innymi spadek ciśnienia końcowo-skurczowego. Powierzchnia pętli PV maleje. Widoczny jest spadek rzutu minutowego (rys. 3.25).



Rysunek 3.26: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych (N) oraz wybranych patologii (P3 oraz P5)

W wyniku osłabienia kurczliwości mięśnia lewej komory następuje spadek maksymalnej wartości ciśnienia w lewej komorze oraz zmniejszenie wartości ciśnienia w aorcie P_{as} . Jest to bardzo istotne z punktu widzenia badania stopnia niewydolności serca. Zmniejszenie wartości obciążenia następczego (ang. afterload) powoduje mniejszy przepływ przez aortę, a co za tym idzie zmniejszenie przepływu w krążeniu wieńcowym. Prowadzi to do dalszego upośledzenia pracy komory serca.



Rysunek 3.27: Wynik modelowania ciśnienia w układzie żylnym płucnym (P_{vp}) i ciśnienia przedsionkowego (P_{la}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych (N) oraz wybranej patologii (P4)

Wzrost obciążenia wstępnego (ang. preload) jest odpowiedzią kompensacyjną w celu utrzymania prawidłowego rzutu minutowego. Widzimy to wyraźnie na rysunku 3.27. Także

przedstawione wyniki w tabeli 3.5 pokazują, że nastąpił znaczny wzrost średniej wartości ciśnienia w lewym przedsionku z 9.11 [mmHg] do 22.82 [mmHg] (przy zmianie elastancji komory z 4 do 0.7 [mmHg · cm⁻³]).

W tabeli 3.5 zestawiono wyniki dla przeprowadzonych badań symulacyjnych. W tabeli zawarte są wartości średnie poszczególnych parametrów układu krążenia. Analizując dane przedstawione w tabeli widzimy, że pogorszenie kurczliwości lewej komory w istotny sposób wpływa na zmniejszenie wartości przepływu w krążeniu wieńcowym. Spadek widoczny jest we wszystkich symulowanych gałęziach krążenia wieńcowego. Przepływ tętniczy wieńcowy Q_{lca} zmniejszył się z 4.28 [cm³/s] do 2.19 [cm³/s] oraz krążenia żylnego wieńcowego Q_{ven} z 3.89 [cm³/s] do 1.99 [cm³/s]. Spadek jest więc prawie o 50 %.

Tabela 3.5: Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku badania wpływu zmiany elastancji wspomaganiej komory.

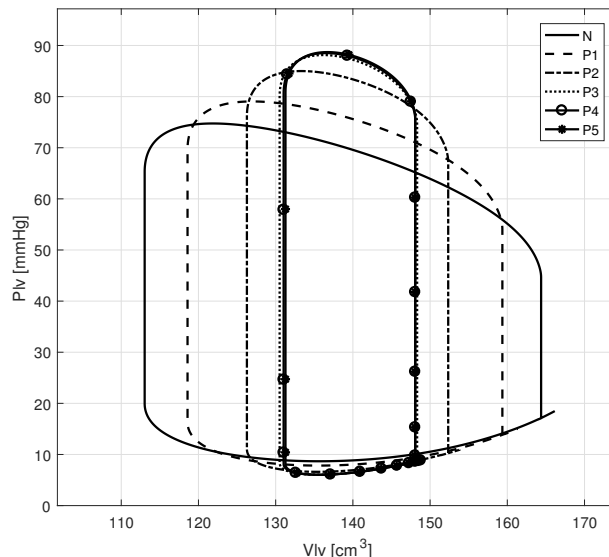
	N	P1	P2	P3	P4	P5
E_{maxl} [mmHg · cm ⁻³]	4	3,50	3	2	1	0,7
V_{ol} [cm ³]	5	15	15	15	15	15
COL [l/min]	5,52	5,39	5,32	5,03	3,98	3,33
SVL [cm ³]	92,01	89,86	88,72	83,76	66,38	55,43
$VEDL$ [cm ³]	124,49	135,68	139,49	150,38	166,43	172,38
$VESL$ [cm ³]	32,48	45,82	50,77	66,63	100,06	116,95
\overline{P}_{lv} [mmHg]	44,02	43,03	42,21	39,90	36,48	35,53
\overline{P}_{la} [mmHg]	9,11	9,77	10,03	11,64	18,23	22,82
COR [l/min]	5,61	5,55	5,52	5,40	4,96	4,65
SVR [cm ³]	93,47	92,43	92,04	90,04	82,61	77,51
$VEDR$ [cm ³]	135,77	135,09	134,83	133,79	130,58	128,46
$VESR$ [cm ³]	42,30	42,66	42,79	43,76	47,98	50,95
\overline{P}_{rv} [mmHg]	15,78	15,81	15,82	15,99	16,84	17,46
\overline{P}_{ra} [mmHg]	6,52	6,42	6,39	6,24	5,78	5,48
\overline{Q}_{ven} [cm ³ /s]	3,89	3,79	3,75	3,54	2,64	1,99
\overline{Q}_{ex} [cm ³ /s]	0,37	0,36	0,36	0,36	0,33	0,31
\overline{Q}_{lca} [cm ³ /s]	4,28	4,17	4,13	3,89	2,89	2,19
\overline{Q}_{lca1} [cm ³ /s]	2,14	2,09	2,07	1,94	1,44	1,10
\overline{Q}_{lca2} [cm ³ /s]	2,13	2,08	2,06	1,96	1,48	1,12
\overline{Q}_{lad1} [cm ³ /s]	2,14	2,09	2,07	1,94	1,44	1,10
\overline{Q}_{lad2} [cm ³ /s]	2,13	2,08	2,06	1,96	1,48	1,12
\overline{P}_{as} [mmHg]	91,72	89,45	88,32	83,11	66,27	55,91
\overline{P}_{ap} [mmHg]	30,08	30,44	30,57	31,52	35,73	38,76

W ramach rozprawy doktorskiej wykonano badania wpływu poszczególnych parametrów układu krążenia, m.in. wpływu objętości resztkowej lewej komory, zmian oporności tętniczej systemowej, zmian oporności tętniczej płucnej, zmian podatności krążenia systemowego, zmian podatności krążenia płucnego (Dodatek A).

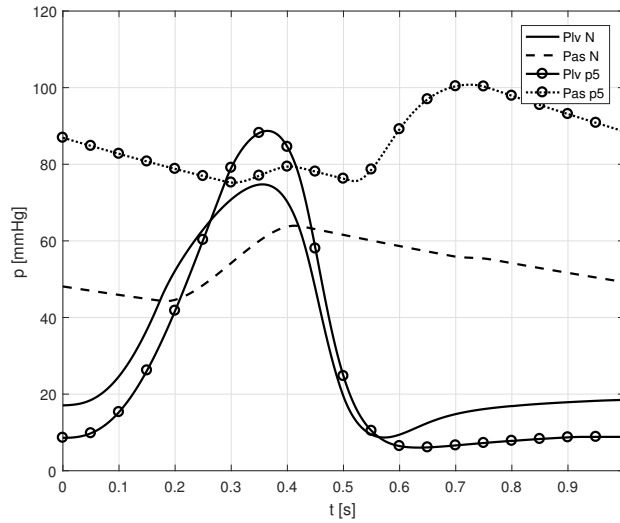
3.5 Symulacja pracy urządzenia wspomagającego

Możliwość dołączenia bloku funkcyjnego reprezentującego urządzenie wspomagające pozwala na obserwację wpływu działania protezy na warunki panujące w układzie. Sztuczna komora pobiera krew z przedsionka w trakcie wyrzutu z naturalnej komory serca. Powinno to spowodować obniżenie średniej wartości ciśnienia w układzie żylnym płucnym oraz ciśnienia przedsionkowego. Jednocześnie w trakcie fazy rozkurczu następuje dodatkowy rzut do aorty, wykonany przez urządzenie wspomagające. Powoduje on wzrost średniej wartości ciśnienia w systemowym układzie tętnic. Obserwowane powinno być także lokalne maksimum tej wartości w trakcie fazy rozkurczu naturalnej komory. Dołączenie wspomaganie powoduje odciążenie naturalnej komory serca. Pobór krwi przez urządzenie powoduje zmniejszenie wartości rzutu jednostkowego, co znajduje swoje odbicie w wyglądzie pętli pracy serca na płaszczyźnie PV (ciśnienie objętość).

W celu oceny wpływu urządzenia wspomagającego na układ krążenia wykorzystano model elastancyjny (rozdział 3.3.1), który charakteryzował się niską zmiennością dokładności dopasowania dla różnych warunków pracy. Na rysunku 3.28 przedstawiono zależność ciśnienia od objętości dla lewej komory, przy różnych stopniach wspomagania. Zaobserwowano, że wraz ze wzrostem stopnia wspomaganie następuje zmniejszenie rzutu jednostkowego lewej komory. Jednocześnie następuje zwiększenie wartości ciśnienia podczas skurczu komory. Przyczynia się to do odciążenia mięśnia sercowego.

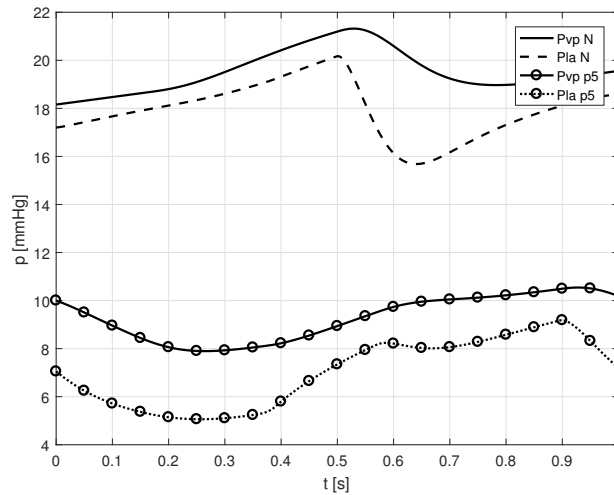


Rysunek 3.28: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $E_{vad} = 0.25$ (N), $E_{vad} = 0.5$ (P1), $E_{vad} = 1$ (P2), $E_{vad} = 2$ (P3), $E_{vad} = 2.5$ (P4), $E_{vad} = 3$ (P5) [$mmHg \cdot cm^{-3}$]



Rysunek 3.29: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych (N) oraz patologii (P5)

Następuje także wzrost oporności obwodowej, obciążenie następcze (ang. afterload), co widać na rys 3.29. Główną przyczyną jest tłoczenie dodatkowej krwi przez urządzenie wspomaganie do aorty.



Rysunek 3.30: Wynik modelowania ciśnienia przedsionkowego (P_{la}) i ciśnienia w układzie żylnym płucnym (P_{vp}) dla warunków startowych (N) oraz wybranej patologii (P5)

Zgodnie z oczekiwaniami następuje spadek ciśnienia przedsionkowego, czyli obciążenia wstępnego (ang. preload). Spowodowane jest to pobraniem pewnej objętości krwi z lewej komory przez urządzenie wspomagające. Z tego powodu także objętość końcowo-rozkurczowa zmniejsza się.

Tabela 3.6: Średnie wartości zmiennych symulowanych dla różnych wartości elastancji urządzenia wspomagającego

	N	P1	P2	P3	P4	P5
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
$V_{0l} [cm^3]$	15	15	15	15	15	15
$E_{vad} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,25	0,5	1	2	2,50	3,00
$COL [l/min]$	3,19	2,56	1,65	1,12	1,07	1,05
$SVL [cm^3]$	53,11	42,66	27,57	18,64	17,76	17,46
$VEDL [cm^3]$	166,14	161,25	153,84	149,15	148,78	148,74
$VESL [cm^3]$	113,03	118,58	126,27	130,51	131,03	131,27
$\overline{P}_v [mmHg]$	30,70	29,83	28,59	28,02	28,03	28,08
$\overline{P}_a [mmHg]$	17,19	13,85	9,20	7,09	6,95	6,93
$COR [l/min]$	4,71	4,95	5,30	5,48	5,51	5,52
$SVR [cm^3]$	78,44	82,46	88,26	91,41	91,82	92,03
$VEDR [cm^3]$	123,90	125,84	128,87	131,05	131,47	131,74
$VESR [cm^3]$	45,47	43,37	40,60	39,64	39,65	39,71
$\overline{P}_{rv} [mmHg]$	15,62	15,20	14,68	14,60	14,64	14,68
$\overline{P}_{ra} [mmHg]$	5,17	5,40	5,75	6,00	6,05	6,08
$\overline{Q}_{ven} [cm^3/s]$	2,04	2,64	3,55	4,12	4,21	4,25
$\overline{Q}_{ex} [cm^3/s]$	0,31	0,33	0,36	0,37	0,38	0,38
$\overline{Q}_{lca} [cm^3/s]$	2,24	2,88	3,86	4,51	4,60	4,65
$\overline{Q}_{lcr1} [cm^3/s]$	1,12	1,44	1,93	2,25	2,30	2,32
$\overline{Q}_{lcr2} [cm^3/s]$	1,16	1,48	1,96	2,25	2,30	2,32
$\overline{Q}_{lad1} [cm^3/s]$	1,12	1,44	1,93	2,25	2,30	2,32
$\overline{Q}_{lad2} [cm^3/s]$	1,16	1,48	1,96	2,25	2,30	2,32
$\overline{P}_{as} [mmHg]$	53,28	61,49	74,38	83,11	84,41	85,12
$\overline{P}_{ap} [mmHg]$	33,46	31,35	28,54	27,48	27,47	27,51
$COVAD [l/min]$	0,18	1,26	2,99	4,08	4,21	4,26
$VEDVAD [cm^3]$	167,10	161,34	147,47	124,05	116,15	110,22
$VESVAD [cm^3]$	164,12	140,31	97,69	56,09	46,04	39,17
$SVVAD [cm^3]$	2,98	21,04	49,78	67,96	70,11	71,04

Analizując dane zawarte w tabeli 3.6 wyraźnie widzimy, że w wyniku zwiększenia ciśnienia w aorcie (P_{as}), następuje także zwiększenie przepływu w krążeniu wieńcowym. Przepływ tętniczy wieńcowy Q_{lca} zwiększył się z 2,24 [cm^3/s] do 4,65 [cm^3/s] oraz krążenia żylnego wieńcowego Q_{ven} z 2,04 [cm^3/s] do 4,25 [cm^3/s]. Przepływ w krążeniu wieńcowym wrócił więc do wartości fizjologicznie poprawnych. W połączeniu ze znacznym odciążeniem lewej komory ($COL = 1.0 [l/min]$ dla przypadku P5) przyczynia się to do stworzenia idealnych warunków dla niewydolnej komory serca do procesu regeneracji oraz ogólnej poprawy warunków hemodynamicznych. Poprawa krążenia w krwiobiegu "dużym" prowadzi także do

korzystnych zmian w krążeniu "małym". Powiększeniu ulega także rzut prawej komory serca. Zmienia się z wartości średniej równej $COR=4,71$ [l/min] na wartość średnią $COR=5,52$ [l/min] dla maksymalnej wartości wspomaganie.

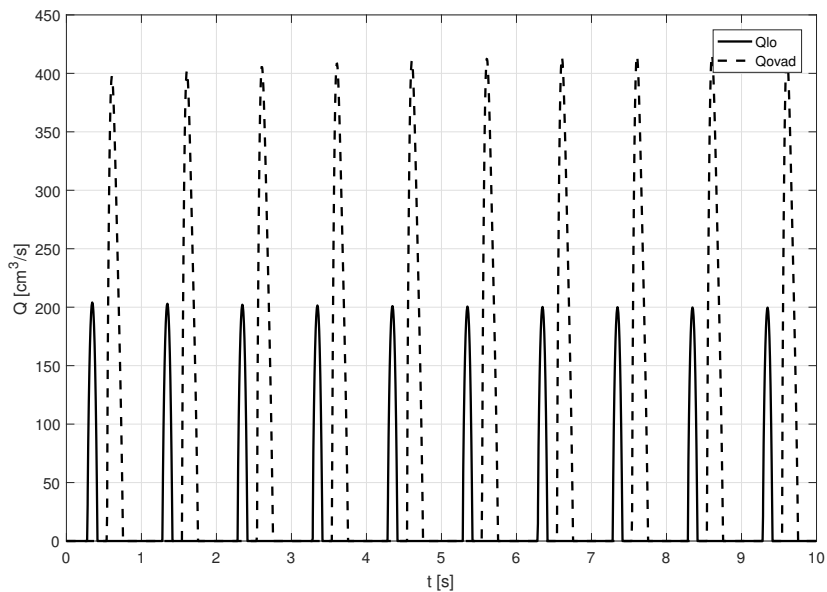
3.6 Symulacja wpływu trybu pracy na skuteczność wspomaganie

W celu opracowania skutecznego algorytmu sterowania, który mógłby adaptować się do zmiennych warunków hemodynamicznych, należało przeprowadzić badania symulacyjne wpływu trybu pracy sztucznego wspomaganie na układ krążenia. Istnieją dwa tryby pracy sztucznej komory serca: synchroniczny oraz asynchroniczny. W trybie synchronicznym praca pompy VAD jest synchronizowana z pracą serca. Wyrzut ze sztucznej komory następuje po wyrzucie z naturalnego serca. W przypadku pracy asynchronicznej nie występuje synchronizacja z pracą serca pacjenta. Zdecydowano się wykonać badania symulacyjne wpływu trybu wspomaganie na skuteczność wspomaganie. W pierwszej fazie zbadano wpływ zmiany opóźnienia względem pracy serca. Jako punkt bazowy przyjęto zerowe przesunięcie względem prawidłowo ustawionej synchronizacji ($shift = 0$ [ms]). Następnie dokonano kolejno zmian wartości przesunięcia: $shift = 100$, $shift = 200$, $shift = 300$, $shift = 500$, $shift = 800$ [ms]. W tabeli 3.7 zestawiono wartości średnie wybranych zmiennych w układzie krążenia dla wymienionych przypadków przesunięcia.

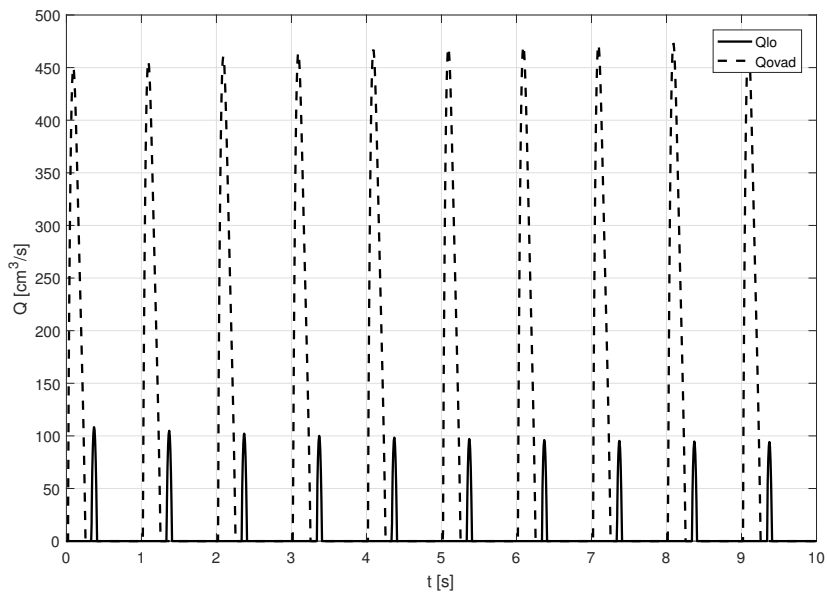
Tabela 3.7: Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmian przesunięcia rzutu ze sztucznej komory

	N	P1	P2	P3	P4	P5
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
$V_{ol} [cm^3]$	15	15	15	15	15	15
$E_{vad} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	2	2	2	2	2	2
$shift [ms]$	0,00	100,00	200,00	300,00	500,00	800,00
$COL [l/min]$	1,05	0,99	0,83	0,64	0,26	0,80
$SVL [cm^3]$	17,43	16,54	13,77	10,69	4,32	13,38
$VEDL [cm^3]$	153,24	142,59	141,49	140,23	138,01	140,93
$VESL [cm^3]$	135,82	126,05	127,72	129,54	133,69	127,54
$\overline{P}_{lv} [mmHg]$	30,83	25,25	25,19	25,13	25,31	25,02
$\overline{P}_{la} [mmHg]$	9,20	5,41	5,49	5,66	6,23	5,85
$COR [l/min]$	5,26	4,49	4,47	4,46	4,41	4,46
$SVR [cm^3]$	87,62	74,81	65,21	74,29	73,57	74,40
$VEDR [cm^3]$	128,10	139,83	139,79	139,71	65,89	139,61
$VESR [cm^3]$	40,49	65,02	74,58	65,43	139,45	65,21
$\overline{P}_{rv} [mmHg]$	14,74	12,47	12,49	12,50	12,53	12,48
$\overline{P}_{ra} [mmHg]$	5,73	6,36	6,35	6,34	6,28	6,31
$\overline{Q}_{ven} [cm^3/s]$	4,14	3,65	3,63	3,62	3,55	3,62
$\overline{Q}_{ex} [cm^3/s]$	0,37	0,36	0,36	0,36	0,36	0,36
$\overline{Q}_{lca} [cm^3/s]$	4,57	4,01	4,00	3,98	3,91	3,98
$\overline{Q}_{lcr1} [cm^3/s]$	2,28	2,01	2,00	1,99	1,95	1,99
$\overline{Q}_{lcr2} [cm^3/s]$	2,27	2,00	2,00	1,99	1,95	1,99
$\overline{Q}_{lad1} [cm^3/s]$	2,28	2,01	2,00	1,99	1,95	1,99
$\overline{Q}_{lad2} [cm^3/s]$	2,27	2,00	2,00	1,99	1,95	1,99
$\overline{P}_{as} [mmHg]$	85,53	74,77	74,47	74,13	73,29	74,33
$\overline{P}_{ap} [mmHg]$	28,87	22,30	22,33	22,43	22,84	22,64

Przesunięcie momentu wyrzutu ze sztucznej komory względem naturalnej komory serca znacznie wpływa na parametry hemodynamiczne w układzie krążenia. Powoduje obniżenie ciśnienia w lewym przedsionku (P_{la}) oraz wpływa na zmniejszenie wartości rzutu z lewej komory (COL), jednak w tym przypadku nie są to efekty pożądane. Związane są one z zaleganiem krwi w lewej komorze serca. Widzimy także zmniejszenie ciśnienia w krążeniu obwodowym. Z tego powodu następuje spadek średnich wartości przepływów w krążeniu wieńcowym. Najmniejsza wartość przepływu tętniczego wieńcowego Q_{lca} dla symulowanych przypadków wyniosła $3,91 [cm^3/s]$, natomiast największa $4,57 [cm^3/s]$. Najmniejsza wartość przepływu żylnego wieńcowego Q_{ven} dla symulowanych przypadków wyniosła $3,55 [cm^3/s]$, natomiast największa $4,14 [cm^3/s]$. Zmiana wynosi więc ok. 15% wartości maksymalnej. Na rysunkach 3.31 oraz 3.32 przedstawiono przebiegi przepływu wyjściowego ze wspomaganej komory oraz z urządzenia wspomagającego dla przypadku (N) oraz (P4).



Rysunek 3.31: Wynik modelowania przepływu na wylocie z lewej komory (Q_{lo}) oraz przepływu na wylocie z urządzenia wspomagającego dla początkowych warunków (N)

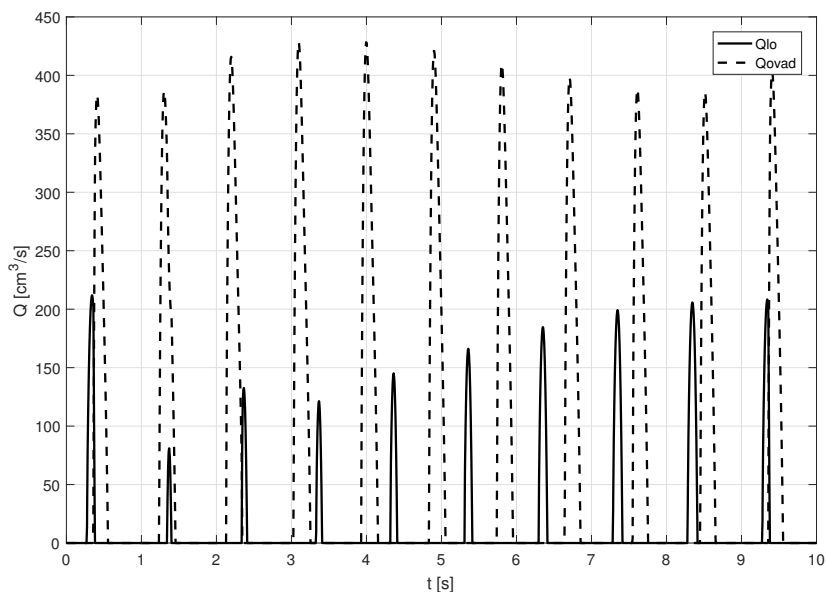


Rysunek 3.32: Wynik modelowania przepływu na wylocie z lewej komory (Q_{lo}) oraz przepływu na wylocie z urządzenia wspomagającego dla warunków (P4)

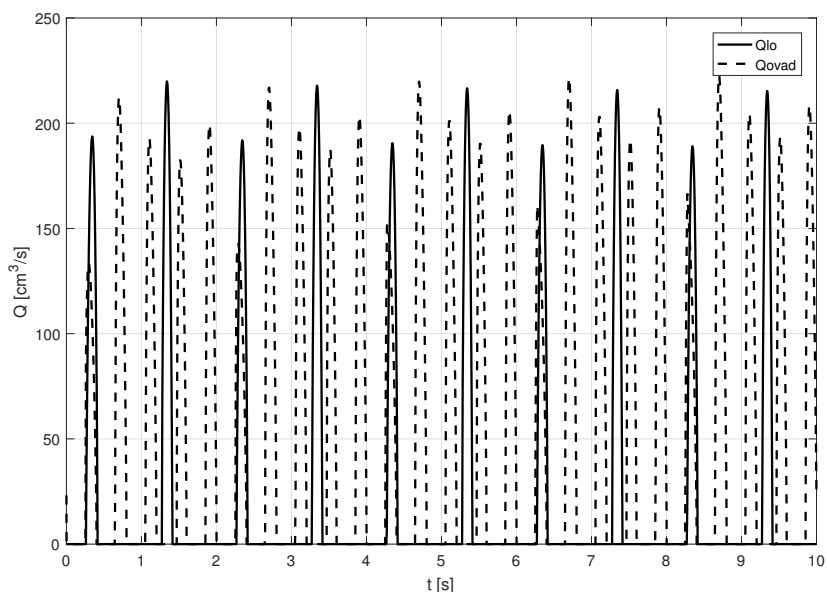
Przeprowadzono także symulacje mające na celu sprawdzenie wpływu zmiany częstotliwości pracy sztucznej komory serca w stosunku do częstotliwości wspomaganej komory. W tabeli 3.8 zestawiono wyniki wspomagania dla różnych wartości częstotliwości pracy sztucznej komory. Zmianę częstotliwości osiągnięto skracając całkowity czas trwania cyklu pracy urządzenia wspomagającego ($s1$ [ms]).

Tabela 3.8: Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmian częstotliwości pracy sztucznej komory

	N	P1	P2	P3	P4
E_{maxl} [$mmHg \cdot cm^{-3}$]	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
V_{0l} [cm^3]	15	15	15	15	15
E_{vad} [$mmHg \cdot cm^{-3}$]	2	2	2	2	2
$shift$ [ms]	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
$s1$ [ms]	0,00	100	200	500	600
COL [l/min]	1,05	1,15	0,85	1,36	1,33
SVL [cm^3]	17,43	19,11	14,21	22,60	22,23
$VEDL$ [cm^3]	153,24	143,21	143,72	151,13	148,65
$VESL$ [cm^3]	135,82	124,11	129,51	128,53	126,42
$\overline{P_v}$ [$mmHg$]	30,83	25,65	25,85	28,06	27,23
$\overline{P_a}$ [$mmHg$]	9,20	6,02	6,48	9,23	8,31
COR [l/min]	5,26	4,47	4,39	4,16	4,25
SVR [cm^3]	87,62	74,42	73,10	69,38	70,82
$VEDR$ [cm^3]	128,10	139,73	139,68	139,28	139,50
$VESR$ [cm^3]	40,49	65,31	66,57	69,90	68,68
$\overline{P_{rv}}$ [$mmHg$]	14,74	12,54	12,63	13,07	12,93
$\overline{P_{ra}}$ [$mmHg$]	5,73	6,32	6,32	6,21	6,25
$\overline{Q_{ven}}$ [cm^3/s]	4,14	3,60	3,53	3,15	3,29
$\overline{Q_{ex}}$ [cm^3/s]	0,37	0,36	0,36	0,34	0,35
$\overline{Q_{lca}}$ [cm^3/s]	4,57	3,97	3,89	3,49	3,64
$\overline{Q_{lca1}}$ [cm^3/s]	2,28	1,98	1,95	1,74	1,82
$\overline{Q_{lca2}}$ [cm^3/s]	2,27	1,98	1,95	1,75	1,82
$\overline{Q_{lad1}}$ [cm^3/s]	2,28	1,98	1,95	1,74	1,82
$\overline{Q_{lad2}}$ [cm^3/s]	2,27	1,98	1,95	1,75	1,82
$\overline{P_{as}}$	85,53	74,46	73,47	69,10	70,74
$\overline{P_{ap}}$	28,87	22,73	23,05	24,91	24,30



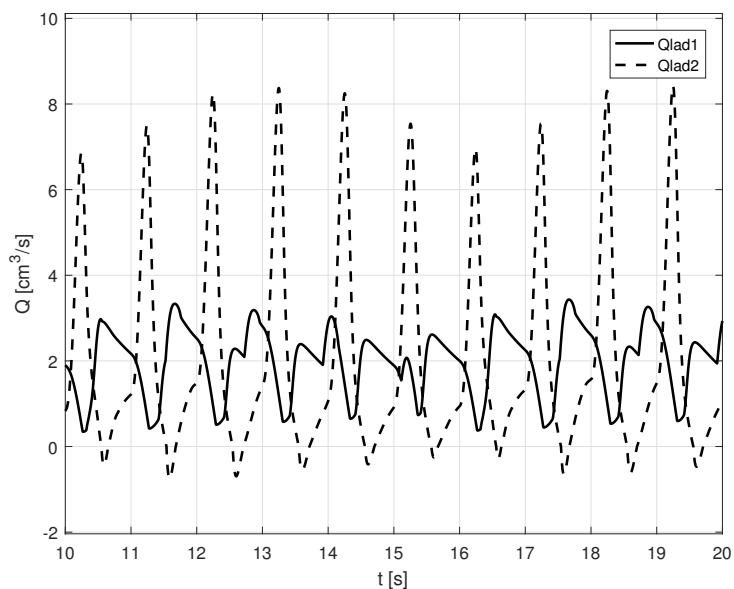
Rysunek 3.33: Wynik modelowania przepływu na wylocie z lewej komory (Q_{lo}) oraz przepływu na wylocie z urządzenia wspomagającego dla warunków (P1).



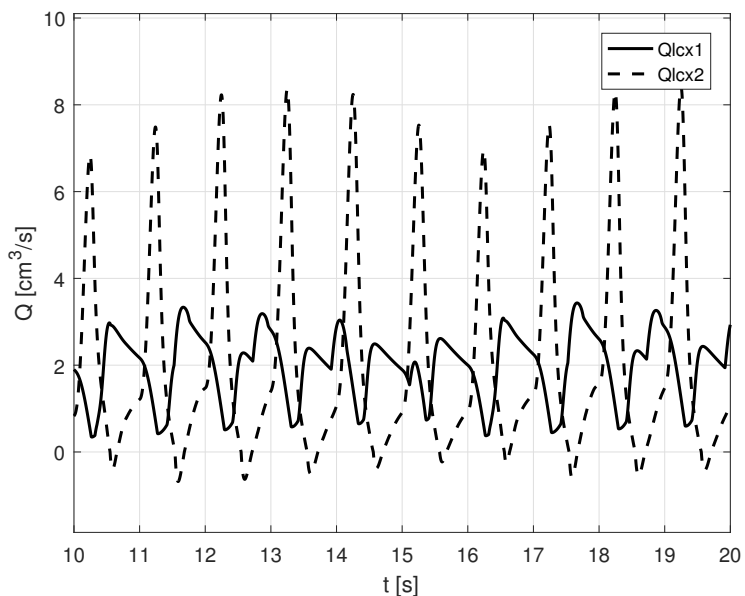
Rysunek 3.34: Wynik modelowania przepływu na wylocie z lewej komory (Q_{lo}) oraz przepływu na wylocie z urządzenia wspomagającego dla warunków (P4)

Na rysunkach 3.33 oraz 3.34 przedstawiono przebiegi przepływu wyjściowego ze wspomaganej komory oraz z urządzenia wspomagającego dla przypadku (P1) oraz (P4). W przypadku zmiany częstotliwości pracy sztucznej komory serca wartości średnie poszczególnych zmiennych w układzie krążenia nie oddają w pełni zachodzących zjawisk. Brak synchronizmu ma duże znaczenie dla procesu regeneracyjnego serca. Na rysunkach

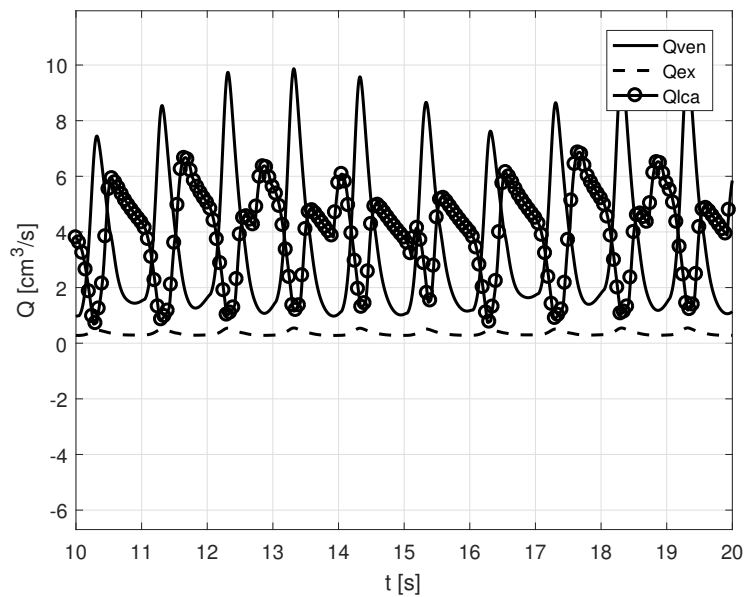
3.35, 3.36 oraz 3.37 zestawiono przebiegi przepływów w poszczególnych miejscach układu krążenia wieńcowego z 10 [s] symulacji w przypadku skumulowania obu zjawisk tzn. braku synchronizacji oraz częstotliwości pracy sztucznej komory różnej niż częstotliwość pracy wspomaganiej komory serca.



Rysunek 3.35: Wynik modelowania przepływu w lewej gałęzi zstępującej krążenia wieńcowego



Rysunek 3.36: Wynik modelowania przepływów w lewej gałęzi okalającej krążenia wieńcowego



Rysunek 3.37: Wynik modelowania przepływu żylnego wieńcowego Q_{ven} , tętniczego wieńcowego Q_{lca} oraz dodatkowego wieńcowego do prawego przedsionka Q_{ex}

Następują gwałtowne zmiany wartości przepływów (rys. 3.35, 3.36, 3.37). Analizując jedynie średnie wartości przepływów nie jesteśmy w stanie zaobserwować tych zmian. Nagłe zmiany w wartościach przepływów zmniejszają skuteczność procesu dostarczania niezbędnych substancji do lewej komory serca, a co za tym idzie zmniejszona jest efektywność procesów regeneracyjnych niewydolnego organu.

3.7 Podsumowanie prac dotyczących modelowania

W ramach przeprowadzonych symulacji układu krążenia oraz urządzenia wspomagającego sformułowane zostały wymagania jakie musi spełniać układ sterowania w celu adaptacji do zmiennych warunków hemodynamicznych w układzie krążenia. Analizując otrzymane wyniki można stwierdzić, że:

1. Układ sterowania musi w odpowiedni sposób reagować na zmiany w układzie krążenia, a więc adaptować się do zmiennych parametrów hemodynamicznych. Analizując pracę układu krążenia dla różnych patologicznych zmian parametrów można wysunąć wniosek, że układ sterowania może być narażony na nagłe zmiany parametrów. Zmiany mogą następować w przedziale czasu od kilku do kilkunastu cykli pracy wspomaganiej komory (od kilku do kilkunastu sekund).
2. Zmiany obciążenia (obciążenia następczego P_{as}) pracy urządzenia wspomagającego obiektywnie nie są wartościami znaczącymi (co do wartości). Procentowa zmiana

wartości obciążenia przy zmianie stopnia kurczliwości mięśnia sercowego jest znaczna, jednak co do wartości nie jest zmianą dużą z punktu widzenia urządzenia wspomagającego. Dla zmiany elastancji sztucznej komory z wartości $E_{maxl} = 4 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ do wartości $E_{maxl} = 0.7 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ zmiana średniej wartości ciśnienia na wylocie zmienia się o ok. 35 [mmHg] co stanowi ok. 9% zakresu ciśnień roboczych urządzenia. W przypadku zmiany ciśnienia na wlocie P_{la} zmiana wynosi ok. 11 [mmHg], co stanowi ok. 3% zakresu ciśnień roboczych urządzenia.

3. Istotne dla skutecznego wspomagania jest generowanie odpowiedniego poziomu przepływu wylotowego ze sztucznej komory. Im większy generowany przepływ, tym bardziej poprawiają się parametry hemodynamiczne wspomaganiej komory (rozdział 3.5). Zwiększenie maksymalnej wartości elastancji w modelu VAD korzystnie wpływa na wartość przepływu w krążeniu wieńcowym oraz prowadzi do znacznego odciążenia mięśnia wspomaganiej komory (COL zmniejsza się dla symulowanych przypadków z wartości 3.19 [l/min] w przypadku $E_{vad} = 0.25 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ do wartości 1.05 [l/min] dla $E_{vad} = 3.0 [mmHg \cdot cm^{-3}]$). Objętość sztucznej komory serca została dobrana w taki sposób, aby przy maksymalnym napełnianiu oraz opróżnianiu komory krwistej generowany był bezpieczny przepływ wylotowy, zapewniający najlepsze warunki wspomagania. Istotne więc z punktu widzenia oceny skuteczności wspomagania jest zapewnienie przez układ sterowania pracy w trybie całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu z komory.
4. Zapewnienie synchronizacji pracy sztucznej komory serca z częstotliwością pracy wspomaganiej komory serca jest bardzo istotnym aspektem z punktu widzenia efektywności procesu wspomagania oraz regeneracji wspomaganego mięśnia. Praca synchroniczna pozwala na stabilizację przepływów w układzie krążenia, zwłaszcza w układzie krążenia wieńcowego (rozdział 3.6). Istotne jest więc, w miarę możliwości, prowadzenie procesu wspomagania w trybie synchronicznym.

Rozdział 4

Opracowanie koncepcji układu sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę komór serca

4.1 Analiza układu sterowania zespołu zasilania POLPDU-501

W ramach pracy doktorskiej przeprowadzono analizę istniejącego układu sterowania jednostki POLPDU-501. Analiza została przeprowadzona we współpracy z Fundacją Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze, która jest producentem jednostki sterującej POLPDU-501. Współpraca polegała na dostarczeniu dokumentacji technicznej urządzenia oraz instrukcji serwisowych, umożliwiających zmianę parametrów algorytmów sterowania. W tabeli 4.1 przedstawiono podstawowe parametry sterownika pneumatycznego.

Tabela 4.1: Główne parametry sterownika pneumatycznego POLPDU-501

Współpraca z protezami serca	
Liczba sterowanych protez:	2
Typy protez:	EXT (70 [ml]), PED (45 [ml]), inne (20 i 30 [ml])
Objętość zbiorników wyrównawczych	
Zbiornik nadciśnienia:	3,5 [l]
Zbiornik podciśnienia:	3,5 [l]
Wybrane parametry kompresora	
Typ kompresora:	Tłokowy, wielogłowicowy
Liczba głowic:	2
Objętość skokowa jednej głowicy:	20 cm ³
Zakres prędkości obrotowych silnika:	0 – 2500 [obr/min]
Wytwarzanie fali pneumatycznej sterującej protezą	
Realizacja:	Dwustanowy pulsator elektropneumatyczny
Maksymalne ciśnienie w zbiorniku nadciśnienia:	+350 [mmHg]
Minimalne ciśnienia w zbiorniku podciśnienia:	-75 [mmHg]
Czas pracy w trybie zasilania bateryjnego:	
Minimalny:	2 godziny
Typowy:	3,5 godziny
Najlepszy przypadek:	6 godzin

W pierwszej kolejności przeprowadzono analizę sprzętową istniejącego rozwiązania. Należy pamiętać, że ze względu na charakter pracy zespołów wspomagania, należy tak dobrać elementy zestawu, aby gwarantowały bezawaryjny czas pracy (BCP) ok. 15-18 miesięcy tzn. 10 000–12 000 [h]. W czasie opracowywania elementów układu nie było czasu na przeprowadzenie tak długotrwałych badań elementów, w których powinno uczestniczyć wiele takich samych zestawów, aby uzyskać miarodajne wyniki. Z tego powodu podczas analizy struktur układu zwrócono uwagę na możliwość szerszego wykorzystania zespołów dostępnych seryjnie o podawanych przez producentów wartościach BCP.

Skupiono się głównie na elementach odpowiedzialnych za wytworzenie fali ciśnienia sterującego. Przeanalizowano dwa główne elementy systemu pneumatycznego, do których można zaliczyć: układ zasilania pneumatycznego oraz przetwornik elektropneumatyczny.

Układ zasilania pneumatycznego

W jednostce sterującej POLPDU-501 do konstrukcji bloku kompresorów, których zadaniem jest wytworzenie odpowiednich wartości ciśnień w zbiornikach wyrównawczych, wykorzystane zostały elementy komercyjne. Aby zapewnić odpowiednią wydajność fali pneumatycznej, zasilającej POLVAD, konieczne było zastosowanie w jednym module kompresora dwóch

niezależnych silników napędzających podwójne układy tłok – cylinder. Sprawność elektromechaniczna każdego z zastosowanych silników, ze względu na ich rozmiar, wynosi średnio 30-40%. Zastosowanie podwójnych układów tłok – cylinder znacznie zwiększa hałas emitowany przez urządzenie. Z przeprowadzonych prób eksploatacyjnych wynikało, że silniki sprężarek muszą praktycznie pracować cały czas, co powoduje ciągłe tarcie w parach ciernych, a niestety brak jest precyzyjnych informacji na temat żywotności takich rozwiązań. Należałoby zmodyfikować układ kompresorów, bądź poprzez zastosowanie większych głowic w celu wprowadzenia pracy dorywczej, ale wymagałoby to większych zbiorników powietrza lub opracowania i sprawdzenia nowych, bardziej wytrzymałych zespołów tłok - cylinder. W ramach rozprawy doktorskiej zaproponowano zastąpienie układu przez sprężarkę spiralną.

Do konstrukcji elementów pomocniczych układu zasilania pneumatycznego zostały wykorzystane elementy komercyjne (firmy FESTO). System połączeń pneumatycznych podczas testów zachował odpowiednią szczelność oraz umożliwiał łatwą i szybką wymianę całego modułu kompresora. Ze względu na dużą liczbę elementów (złącz pneumatycznych, wibroizolatorów itp.) generowane są tu straty energetyczne (spadki ciśnienia na poszczególnych elementach). Można rozważyć zastąpienie układu elementów pomocniczych programowalną wyspą zaworową. Wpłynęłoby to pozytywnie na zmniejszenie liczby elementów pomocniczych (więc i masy całego urządzenia) oraz na zwiększenie sprawności energetycznej.

Do sterowania odpowiednimi poziomami ciśnień w zbiornikach wyrównawczych stosowane były miniaturowe zawory firmy FESTO. W trakcie badań okazały się one odpowiednie dla toru pneumatycznego podciśnienia, jednak z obawy o przepustowość zaworu w torze podciśnienia zawory zostały zdublowane. Należy zatem zastosować zawór o większej przepustowości.

Badania eksploatacyjne [1] oraz długoterminowe [2] jednostki sterującej POLPDU-501 wykazały, że głowice kompresora tłokowego nie są całkowicie szczelne, co jest przyczyną cyklicznego załączania się elektrozaworów uzupełniania powietrza w układzie. Wiąże się to z generowaniem dodatkowych strat energetycznych (zwiększenia poboru mocy) oraz zwiększeniem emitowanego hałasu.

Przetwornik elektropneumatyczny

W każdym układzie zasilania pneumatycznego komór POLVAD-402 - POLVAD-501 należy spełnić podstawowe wymagania: zapewnić odpowiednie poziomy ciśnień w stanach wyrzutu, ok. $(0,2-0,35)$ [bar] i w stanie zasysania $-(0,05-0,1)$ [bar] oraz kontrolowany gradient narastania ciśnienia w komorze podczas wyrzutu - nie może być większy niż $6,4$ [bar/s]. Z tego drugiego powodu zastosowanie zwykłych zaworów typu on-off nie jest możliwe. Należy podczas napełniania komory POLVAD powietrzem kontrolować, tzn. opóźnić fazę narastania ciśnienia i właśnie z tego powodu stosowane są różnego typu sterowane zawory przepływowe

o odpowiedniej charakterystyce. Konstrukcje te wymagają precyzyjnego wykonania, są drogie i posiadają niestacjonarne charakterystyki, które wymagają okresowego przeglądu i tuningu.

W jednostce sterującej POLPDU-501 zastosowano przetwornik elektropneumatyczny w formie gniazda stożkowego i trzpienia poruszanego silnikiem liniowym. Opracowana konstrukcja charakteryzuje się dobrymi właściwościami dynamicznymi oraz dobrą dokładnością pozycjonowania (≤ 20 mikronów). Układ silnika liniowego posiada jednak pewne wady. Najistotniejszą z nich jest brak powtarzalności osiągnięcia przez trzpień silnika pozycji zerowej po dostarczeniu zasilania – występuje tzw. offset pozycjonowania. Efekt ten wymaga okresowego sprawdzania ustawienia i korygowania, co prowadzi do zwiększenia liczby przeglądów okresowych. Błąd ten wprowadza przesunięcie trzpienia silnika i może skutkować rozkalibrowaniem układu grzybek-gniazdo oraz w konsekwencji utratę zdolności przetwornika do wygenerowania zadanego nadciśnienia lub podciśnienia. Nieznane są niestety wyniki długotrwałej współpracy zespołu grzybek-gniazdo, które ze względu na dość małe kąty mogą prowadzić do zacierania takiej pary. Jeden taki przypadek zaobserwowano podczas badań istniejącego rozwiązania trwających ok. 12 tygodni. Rozwiązanie pomimo szeregu zalet charakteryzuje się poborem mocy, liczącym się w bilansie energetycznym układu, ok. 7-8 [W].

Z tego powodu można rozważyć zastąpienie zastosowanej konstrukcji przez inne rozwiązanie konstrukcyjne. Układ siłownika liniowego może zostać zastąpiony przez zawór proporcjonalny przepływu z serii MPYE firmy FESTO. Zawór MPYE 5/8 charakteryzuje się małymi gabarytami (11 x 45 x 80 [mm]) i masą (ok. 350 [g]) oraz względnie niskim poborem energii, ok. 3-3,5 [W] oraz przepływem nominalnym rzędu ok. 350 [l/min]. Sterowanie tego zaworu jest bezpośrednie - nie posiada stopnia pośredniego w formie kaskady pneumatycznej i powinien działać przy niskich ciśnieniach, ale przełączany zakres $<-0,05$ [bar], $0,25$ [bar]> jest bardzo różny od wartości nominalnych <0 [bar], 6 [bar]> i dlatego należało przeprowadzić dość dokładne badania stanowiskowe, które były wykonane w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej.

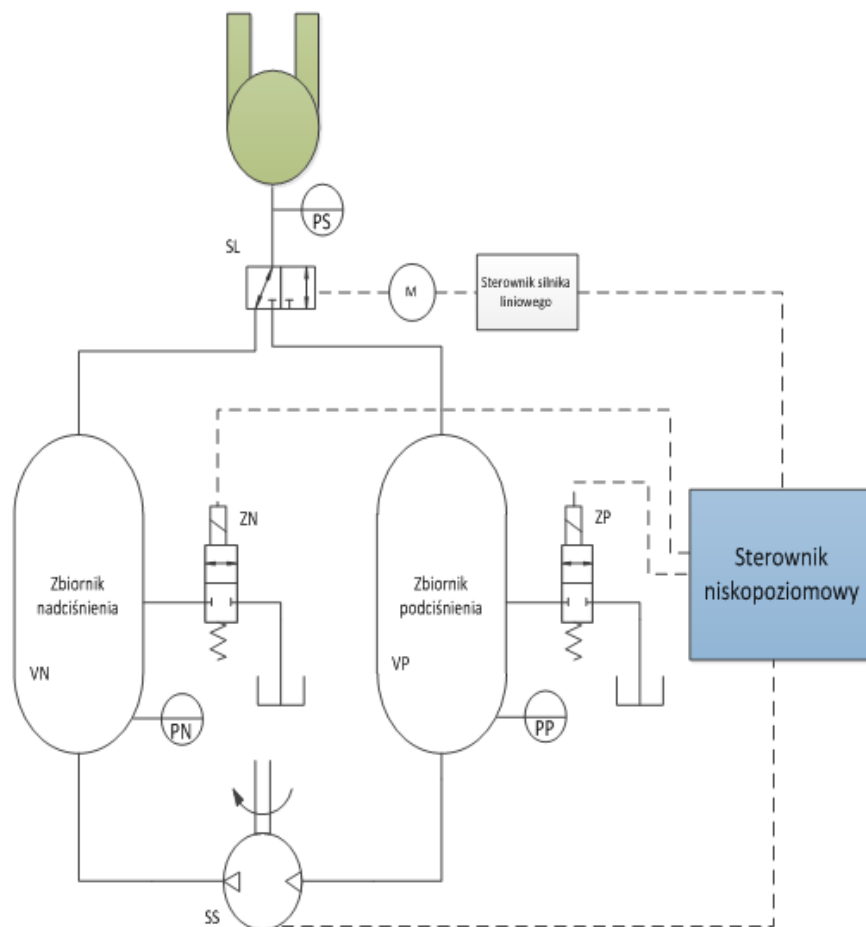
Inną drogą, by uzyskać efekt zmniejszenia gradientu narastania ciśnienia pneumatycznego (nie może być większy niż 4700 [mmHg/s]) jest zastosowanie przegrody z przepustami w zbiornikach ciśnień zasilających. Przegrody wprowadzą opóźnienie w torze pneumatycznym, którego wartość może być sterowana poprzez odpowiednie objętości oraz dławienia w komorze pomocniczej. Ta koncepcja jest najtańsza w wykonaniu, ale możliwości jej automatycznego dostosowania do parametrów zasilania (ciśnienie systoli i diastoli) są ograniczone. Koncepcja wymaga przeprowadzenia odpowiednich badań sprawdzających na stanowisku badawczym.

Przeprowadzono ogólną analizę układu sterowania jednostki napędowej POLPDU-501. Układ sterowania pracuje zasadniczo w pętli otwartej. Obecnie brak jest bezpośredniej informacji o stanie pracy komory. Bezpośrednią konsekwencją pracy układu w pętli otwartej jest brak adaptacji rzutu minutowego serca do zmiennych warunków hemodynamicznych

pacjenta. Przepływy wyjściowe z lewej oraz prawej komory serca powinny być zrównoważone, aby zapobiec możliwości wystąpienia obrzęku lub nawet uszkodzenie płuc. Obecnie układ sterowania nie wykorzystuje pomiarów ciśnień oraz przepływów krwi w układzie krążenia, które mogłyby być przydatne zarówno do monitorowania układu krążenia, jak i do opracowywania strategii sterowania realizujących określone cele. Jedynymi parametrami, które są kontrolowane przez układ sterowania są parametry wytwarzanej fali ciśnienia pneumatycznego: ciśnienie zasysania, ciśnienie tłoczenia, częstotliwość pracy sztucznej komory, procent systoli oraz dopuszczalny gradient narastania ciśnienia. Ze względu na brak pomiarów, układ sterowania nie adaptuje się do zmiennych warunków pracy. Brak jest kontroli stanu pracy komory POLVAD (pełny wyrzut, całkowite napełnienie). Przetwornik elektropneumatyczny, który steruje fazami napełniania i opróżniania komory nie posiada opcji samoregulacji poprzez automatyczne czasowe korygowanie odpowiednich faz włączenia czynności napełniania i opróżniania części powietrznej komory, z tego powodu fazy te muszą być nadzorowane przez personel. Parametry te powinny być korygowane automatycznie, tzn. powinny być określone reguły adaptacji nastaw: np. zadane ciśnienie systoli i diastoli oraz poziom wypełnienia.

4.2 Badania przeprowadzone w celu modyfikacji struktury oraz poszczególnych elementów układu zasilania pneumatycznego

Poniżej przedstawiono uproszczony schemat zaproponowanego układu sterowania torami pneumatycznymi (rys. 4.1).



Rysunek 4.1: Schemat układu sterowania torami pneumatycznymi

Oznaczenia:

- VN – zbiornik nadciśnienia,
- VP – zbiornik podciśnienia,
- SS – sprężarka spiralna,
- ZN – zawór odpuszczający powietrze ze zbiornika nadciśnienia,
- ZP – zawór dopuszczający powietrze do zbiornika podciśnienia,

- SL – siłownik liniowy,
- PN – pomiar ciśnienia w zbiorniku nadciśnienia,
- PP – pomiar ciśnienia w zbiorniku podciśnienia,
- PS – pomiar ciśnienia sterującego za siłownikiem liniowym.

W przedstawionej koncepcji konstrukcji sterowania torami pneumatycznymi układ kompresorów tłokowych został zastąpiony przez sprężarkę spiralną firmy AirScroll. W oparciu o założenia konstrukcyjne w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze, w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej, zostało wykonane stanowisko badawcze, które umożliwiło przeprowadzenie badań weryfikacyjnych nowej konstrukcji oraz umożliwiło badanie różnych koncepcji sterowania oraz prowadzenie badań testowe zaproponowanego układu.

Głównym zadaniem sterownika niskiego poziomu jest wytworzenie odpowiednich ciśnień w zbiornikach nadciśnienia oraz podciśnienia. Powietrze krąży pomiędzy zbiornikami VN , VP , komorą POLVAD oraz zaworem rozdzielającym. Stan ciśnień w komorach VN i VP jest utrzymywany dzięki działaniu pompy, przy czym wartość PP jest utrzymywana na zadanym poziomie przez dopuszczanie powietrza przez zawór ZP , a wartość wysokiego ciśnienia jest utrzymywana poprzez sterowanie obrotami pompy, które mają utrzymywać zadaną wartość różnicy $VN - (-VP)$. W przypadku, gdy chwilowa wartość VN jest wyraźnie wyższa od zadanej wartości VN , wówczas zawór ZN może upuścić nadmiar powietrza ze zbiornika VN . Ten sposób sterowania jest oparty o pozytywne doświadczenia zebrane podczas testów oprogramowania sterownika FRK z układem wyposażonym w kompresory tłoczkowe. Algorytm FRK został wykorzystany jako referencyjny sposób sterowania, który służył do określenia wpływu objętości komór VP i VN na pobór mocy przez układ zasilania oraz ocenę poziomu tętnień wartości ciśnienia w komorach VN i VP .

W kolejnym etapie przeprowadzono następujące badania eksperymentalne mające na celu poprawy efektywności energetycznej całego układu oraz zwiększenia niezawodności jego pracy:

1. Dobór objętości zbiorników nadciśnienia oraz podciśnienia, w taki sposób, aby zapewnić osiągnięcie odpowiednich poziomów ciśnień w zbiornikach podciśnienia oraz nadciśnienia, zapewniających uzyskiwanie pożądanego zakresu ciśnienia sterującego.
2. Dobór parametrów pracy układu sterującego – liczba zaworów dopuszczających powietrze do zbiornika VP , w celu zapewnienia utrzymywania odpowiednich, stabilnych poziomów w zbiornikach nadciśnienia oraz podciśnienia.
3. Wykonanie analizy możliwości zastosowania w układzie pneumatycznym zaworu proporcjonalnego typu MPYE, w celu zwiększenia niezawodności urządzenia oraz w celu obniżenia zapotrzebowania energetycznego całego układu.

4.3 Dobór objętości zbiorników nadciśnienia oraz podciśnienia

W pierwszej kolejności przeprowadzono badania mające na celu dobór objętości zbiorników nadciśnienia oraz podciśnienia. Jako główne parametry optymalizacji przyjęto:

- sumaryczne zużycie energii (P_{cal}),
- generowany przepływ ze sztucznej komory serca (Q_{out}).

Sprawność energetyczna układu pneumatycznego zasilania była testowana dla dwóch różnych typowych zestawów parametrów:

- średnie wspomaganie - ciśnienie systoli (SP) ≈ 180 [mmHg] i diastoli (DP) ≈ -50 [mmHg],
- duże wspomaganie - ciśnienie systoli (SP) ≈ 250 [mmHg] i diastoli (DP) ≈ -75 [mmHg].

Zostały przeprowadzone serie pomiarowe dla następujących konfiguracji zbiorników:

- **I seria** (suma objętości zbiorników ok. 6 [l]):
Zbiornik nadciśnienia V_N : 1, 2, 3, 4 [l],
Zbiornik podciśnienia V_P : 5, 4, 3, 2 [l].
- **II seria** (suma objętości zbiorników ok. 4,8 [l]):
Zbiornik nadciśnienia V_N : 1,2; 1,8; 2,2; 2,4; 2,6 [l],
Zbiornik podciśnienia V_P : 3,6; 3; 2,6; 2,4; 2,2; 1,2 [l].

Wybrane wartości objętości zbiornika nadciśnienia (V_N) oraz zbiornika podciśnienia (V_P) będą wartościami referencyjnymi do dalszych eksperymentów. Dobór odpowiednich wartości umożliwi uzyskanie najniższego z możliwych zużycia energii z zachowaniem wymaganej jakości działania całego układu. Wyznaczone objętości zbiorników zapewnią zachowanie wymaganych poziomów wahań ciśnień w zbiornikach. Badania zostały przeprowadzone na stanowisku badawczym służącym do statycznego obciążenia sztucznej komory wspomagającej, przy pomocy zbiorników na wlocie oraz wylocie pompy. Zbiornik znajdujący się na wylocie pompy został umieszczony na pewnej (dobrej empirycznie) wysokości umożliwiającej odtwarzanie warunków zbliżonych do rzeczywistych.

Badania cykl I

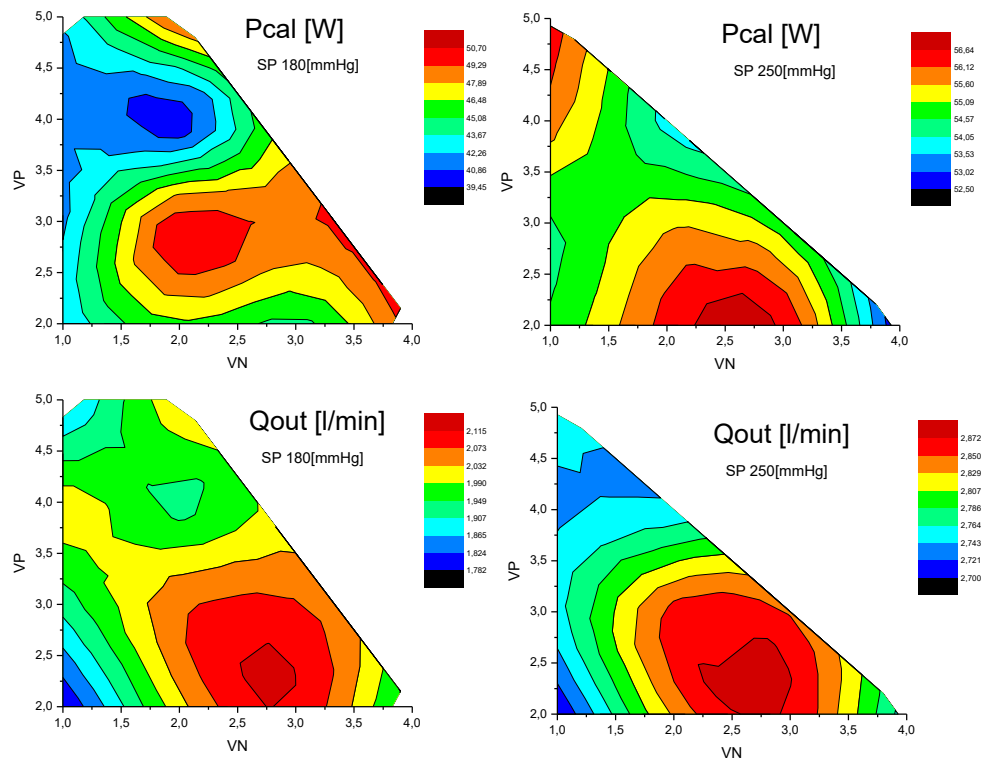
Badania przeprowadzono dla dwóch różnych zestawów nastaw algorytmu sterującego falą ciśnienia, oznaczone odpowiednio jako:

- $SP\ 180\ [mmHg]$, $DP = -55\ [mmHg]$, $HR = 80\ [bpm]$, $\%SYS = 40\ [\%]$,
- $SP\ 250\ [mmHg]$, $DP = -75\ [mmHg]$, $HR = 60\ [bpm]$, $\%SYS = 50\ [\%]$.

Poniżej zestawiono wyniki dla zależności P_{cal} oraz Q_{out} dla różnych kombinacji objętości komór. Wyznaczono wartości średnie mierzonych sygnałów. Sporządzono wykresy przepływu wyjściowego oraz całkowitego prądu pobieranego przez układ zasilania w zależności od objętości testowanych zbiorników.

Tabela 4.2: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla cyklu badań I

Objętości		wartości nastaw				wartości średnie z pomiarów			
obj. VN	obj. VP	SP	DP	%SYS	HR	nadciś. w VN	podciś. w VP	P_{cal}	Q_{out}
[l]	[l]	[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[l/min]
4	2	180	-55	40	80	178,54	-37,32	50,40	1,92
3	2	180	-55	40	80	181,54	-37,47	44,59	2,12
2	5	180	-55	40	80	180,02	-34,25	50,08	2,03
2	4	180	-55	40	80	182,10	-36,37	39,48	1,93
2	3	180	-55	40	80	178,58	-35,92	50,66	2,07
1	5	180	-55	40	80	181,41	-36,04	42,57	1,85
1	4	180	-55	40	80	181,41	-35,53	42,28	2,01
1	3	180	-55	40	80	181,41	-35,94	41,89	1,92
1	2	180	-55	40	80	181,56	-36,07	42,35	1,78
4	2	250	-75	50	60	250,01	-51,72	52,50	2,75
3	2	250	-75	50	60	247,98	-53,54	56,64	2,87
2	4	250	-75	50	60	249,67	-49,35	53,87	2,75
2	3	250	-75	50	60	248,27	-52,07	55,51	2,86
1	5	250	-75	50	60	250,35	-48,34	56,40	2,76
1	4	250	-75	50	60	249,44	-48,83	55,90	2,74
1	3	250	-75	50	60	247,14	-51,27	54,49	2,76
1	2	250	-75	50	60	246,15	-52,24	54,65	2,70



Rysunek 4.2: Wykresy przepływu wyjściowego z komory oraz pobieranej mocy w funkcji objętości zbiorników - cykl badań I.

Analizując uzyskane wyniki można zauważyć, że:

- najmniejsze wartości średnie P_{cal} (najmniejsze zużycie mocy) występują dla kombinacji ok. $VP=4$ [l] i $VN=2$ [l],
- największy rzut minutowy Q_{out} występuje dla kombinacji $VP=2,5$ [l] i $VN=2,8$ [l],
- dla mniejszej wydajności $SP=180$ [mmHg] jest widoczna większa rozpiętość zmian P_{cal} oraz Q_{out} niż dla podwyższonej wydajności $SP=250$ [mmHg],
- określony jako „najczęściej stosowany” punkt pracy $SP=180$ [mmHg] pokazuje, że najlepsza kombinacja objętości komór pod względem relacji P_{cal}/Q_{out} to $VN=2.8$ [l] oraz $VP=2.3$ [l],
- ocena działania regulacji zrealizowanego przez sterownik FRK: szybko reaguje na zmiany nastaw, utrzymuje progi zadziałania zaworów dopuszczających i upuszczających, prowadzi do częstego zadziałania tych ostatnich (praktycznie w każdym cyklu pracy komory, tzn. co 1 [s]).

Badania cykl II

W wyniku analizy możliwości konstrukcyjnych zestawu zbiorników i po konsultacjach z FRK, przyjęto że całkowita objętość obydwu zbiorników V_N oraz V_P nie powinna przekraczać łącznie 4,8 [l]. Zbyt mała objętość zbiorników nie jest korzystna ponieważ wprowadza duże wahania poziomów ciśnień w zbiornikach zasilających. Ponadto większa objętość zwiększa wagę i rozmiar urządzenia. Podczas doświadczeń stwierdzono tego typu wyraźne efekty przy zmniejszeniu objętości poniżej 1,2 [l]. Z tego powodu przeprowadzono serię testów dla algorytmu sterowania opracowanego w FRK z ww. górnym ograniczeniem $V_N+V_P=4,8$ [l], ale badano również inne zestawy $V_P+V_N \leq 4,8$ [l].

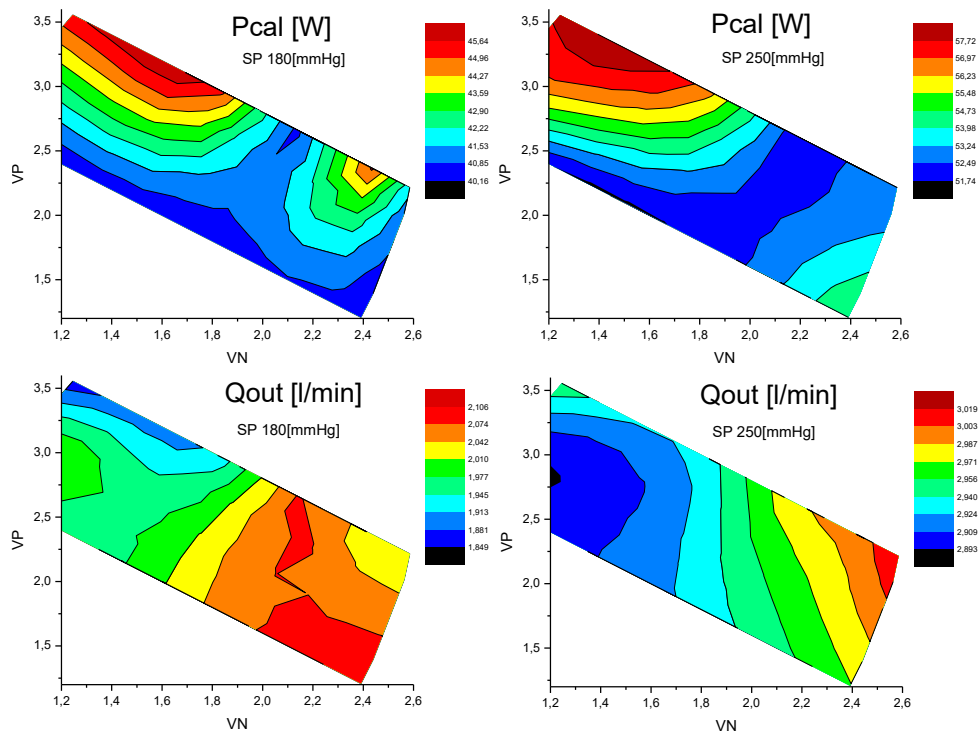
Badania przeprowadzono ponownie dla dwóch nastaw algorytmu sterującego falą ciśnienia, oznaczone odpowiednio jako:

- $SP=180$ [mmHg], $DP=-55$ [mmHg], $HR=80$ [bpm], $\%SYS=40$ [%],
- $SP=250$ [mmHg], $DP=-75$ [mmHg], $HR=60$ [bpm], $\%SYS=50$ [%].

Poniżej zestawiono wyniki dla zależności P_{cal} oraz Q_{out} dla różnych kombinacji objętości komór. Wyznaczono wartości średnie mierzonych sygnałów. Sporządzono wykresy przepływu wyjściowego oraz całkowitego prądu pobieranego przez układ w funkcji objętości zbiorników.

Tabela 4.3: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla cyklu badań II

Objętości		wartości nastaw				wartości średnie z pomiarów			
obj. V_N	obj. V_P	SP	DP	%SYS	HR	nadciś. w V_N	podciś. w V_P	P_{cal}	Q_{out}
[l]	[l]	[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[l/min]
1,2	3,6	180	-55	40	80	183,87	-33,61	45,46	1,85
1,2	3	180	-55	40	80	181,54	-36,16	42,75	2,00
1,2	2,4	180	-55	40	80	181,99	-36,16	40,24	1,95
1,8	3	180	-55	40	80	182,03	-34,98	45,64	1,92
2,2	2,6	180	-55	40	80	181,51	-36,80	40,72	2,08
2,4	2,4	180	-55	40	80	181,50	-35,53	45,31	2,02
2,4	1,2	180	-55	40	80	182,07	-38,77	40,17	2,11
2,6	2,2	180	-55	40	80	181,64	-38,03	41,44	2,01
1,2	3,6	250	-75	50	60	249,34	-49,38	57,71	2,96
1,2	3	250	-75	50	60	248,82	-49,96	56,71	2,89
1,2	2,4	250	-75	50	60	247,25	-52,14	51,75	2,90
1,8	3	250	-75	50	60	248,56	-50,406	56,95	2,93
2,2	2,6	250	-75	50	60	248,24	-52,12	52,04	2,99
2,4	2,4	250	-75	50	60	247,96	-52,51	52,63	2,99
2,4	1,2	250	-75	50	60	247,73	-54,05	54,73	2,97
2,6	2,2	250	-75	50	60	247,96	-53,87	52,66	3,02



Rysunek 4.3: Wykresy przepływu wyjściowego z komory oraz mocy w funkcji objętości zbiorników - cykl badań II

Analizując uzyskane wyniki można zauważyć, że:

- najmniejsze wartości średnie P_{cal} (najmniejsze zużycie mocy) w przypadku obydwu obciążeń występuje dla występują dla kombinacji ok. $VP=2,6$ [l] i $VN=2,2$ [l],
- największy rzut minutowy Q_{out} dla „średniego” obciążenia występuje dla kombinacji $VP=2,6$ [l] i $VN=2,2$ [l],
- dla obciążenia większego $SP=250$ [mmHg] bardziej korzystny pod względem rzutu minutowego jest kombinacja $VP=2,2$ [l] i $VN=2,6$ [l], ale różnica w porównaniu z $VP=2,6$ [l] i $VN=2,2$ [l] jest bardzo niewielka,
- na podstawie powyższych wyników można rekomendować kombinację $VP=2,6$ [l] i $VN=2,2$ [l] jako najbardziej odpowiadającą założonym kryterium – najlepsza sprawność, wysoki rzut minutowy.

Ocena działania algorytmu opracowanego w FRK skłania do stwierdzenia, że jest on ustawiony na rygorystyczne utrzymywanie poziomów ciśnień w komorach VN i VP , co prowadzi do częstego działania zaworów dopuszczających lub upuszczających powietrze z tych zbiorników. Efekt ten będzie zapewne powodował pewne obniżenie sprawności układu oraz wprowadzał dodatkowy hałas podczas pracy oraz, co zaobserwowano podczas badań - przy mniejszych zbiornikach $VN+VP=4.8$ [l], zużycie energii jest niższe.

4.4 Dobór parametrów pracy układu sterującego – liczba zaworów dopuszczających powietrze do zbiornika VP

Przeprowadzono także badania określające zasadność wprowadzenia 2 zaworów dopuszczających/upuszczających powietrze do zbiornika podciśnienia/nadciśnienia. Tego typu zabieg pozwolił na redukcję wagi oraz zużycia energii. Jednocześnie przebadano czas uśredniania pomiarów, który jest wielkością wejściową do układu regulacji stabilizującego ciśnienia w zbiornikach, niezbędny do określenia odchyłki dla sterowania pompą wirową. Sprawdzone uśrednianie pomiarów na horyzoncie 200 [ms] oraz na horyzoncie 1000 [ms]. Zbyt mała wartość uśredniania może wpływać na częstość pracy zaworów, a co za tym idzie zwiększyć zużycie energii przez układ. Badania przeprowadzono dla dwóch wariantów nastaw rzutu zasilacza.

Tabela 4.4: Średnie wartości mierzonych sygnałów - 1 zawór.

Objętości		Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów			
obj. VN	obj. VP	SP	DP	%SYS	HR	nadciś. w VN	podciś. w VP	Pcal	Qout
[l]	[l]	[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[l/min]
2,2	2,6	180	-55	40	80	170,57	-49,62	27,2	2,07
2,2	2,6	250	-75	50	60	241,12	-65,85	39,36	2,87

Tabela 4.5: Średnie wartości mierzonych sygnałów – 2 zawory.

Objętości		Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów			
obj. VN	obj. VP	SP	DP	%SYS	HR	nadciś. w VN	podciś. w VP	Pcal	Qout
[l]	[l]	[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[l/min]
2,2	2,6	180	-55	40	80	159,39	-52,44	28	1,73
2,2	2,6	250	-75	50	60	218,79	-68,01	40,88	2,76

Komentując te wyniki można stwierdzić, że obecność 2 zaworów pogarsza działanie układu zasilania pneumatycznego poprzez następujące efekty:

- nieznacznie zwiększa zużycie energii zarówno przez zawory jak i przez pompę w obydwu przypadkach,
- obniża efektywny rzut Q_{out} minutowy płynu przez POLVAD,
- pogarsza stabilizację poziomu ciśnień w komorach VP i VN .

Konkludując: zastosowanie dwóch zaworów w torach dopływu lub upływu wyraźnie pogarsza jakość układu zasilania i nie posiada żadnych zalet poza uzyskaniem redundancji pracy zaworów.

Kolejny kierunek badań miał na celu sprawdzenie jak często należy ingerować w zmianę wartości odchyłki w układzie regulacji. Badany obiekt ma wyraźnie cykliczne działanie i sterowanie na podstawie wartości zmiennych podczas cyklu trwającego ok. 1 [s], a niewłaściwy dobór od 0,2 - 1 [s] może powodować zbyt częste i niepotrzebne zmiany w układzie. Z drugiej strony szybsza adaptacja (uśrednianie w ciągu 200 [ms]) może spowodować szybszą i mniej agresywną reakcję układu regulacji, co może poprawić wskaźniki.

Poniżej zamieszczono wyniki badań przeprowadzonych w tych samych warunkach jak poprzednie.

Tabela 4.6: Średnie wartości mierzonych sygnałów – 1 zawór

Objętości		Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów			
obj. VN [l]	obj. VP [l]	SP [mmHg]	DP [mmHg]	%SYS [%]	HR [bpm]	nadciś. w VN [mmHg]	podciś. w VP [mmHg]	Pcal [A]	Qout [l/min]
<i>Wyniki dla 200 ms</i>									
2,2	2,6	180	-55	40	80	170,326	-49,503	25,44	2,067
2,2	2,6	250	-75	50	60	244,42	-65,679	38,90	3,416
<i>Wyniki dla 1000 ms</i>									
2,2	2,6	180	-55	40	80	170,569	-49,622	27,15	2,071
2,2	2,6	250	-75	50	60	241,118	-65,85	39,38	2,872

Komentarz: Zarówno stabilność utrzymywania zadanych ciśnień, jak i osiągnięta wartość rzutu minutowego przemawiają za stosowaniem okresu uśrednienia $T = 200$ [ms].

Tabela 4.7: Średnie wartości mierzonych sygnałów – 2 zawory,

Objętości		Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów			
obj. VN [l]	obj. VP [l]	SP [mmHg]	DP [mmHg]	%SYS [%]	HR [bpm]	nadciś. w VN [mmHg]	podciś. w VP [mmHg]	Pcal [A]	Qout [l/min]
<i>Wyniki dla 200 ms</i>									
2,2	2,6	180	-55	40	80	168,541	-51,734	26,27	2,168
2,2	2,6	250	-75	50	60	220,658	-66,537	41,06	3,186
<i>Wyniki dla 1000ms</i>									
2,2	2,6	180	-55	40	80	159,391	-52,443	28	1,731
2,2	2,6	250	-75	50	60	218,794	-68,012	40,88	2,756

Komentarz: Jak poprzednio stabilność utrzymywania zadanych ciśnień, jak i generowana wartość rzutu minutowego przemawiają za stosowaniem okresu uśrednienia $T = 200$ [ms].

Konkluzja: lepsze jest uśrednianie co 200 [ms].

4.5 Analiza możliwości zastosowania w układzie pneumatycznym zaworu proporcjonalnego typu MPYE

Kolejnym etapem przeprowadzonych badań było przeanalizowanie możliwości zastąpienia elementu sterującego w postaci zespołu siłownika liniowego przez przemysłowy zawór proporcjonalny przepływu dostosowany do ciśnień zasilania rzędu 6 [bar], ale działającego w trybie "pływającego" tłoczka rozdzielacza. Jakkolwiek tego typu rozwiązanie jest stosowane dla innego zakresu ciśnień. Konieczne było więc przeprowadzenie odpowiednich badań weryfikacyjnych. Główny nacisk został położony na:

- sprawdzenie możliwości kształtowania fali ciśnienia sterującego przez odpowiednie sterowanie zaworu proporcjonalnego (gradient ciśnienia sterującego nie może być większy niż $4700 [mmHg/s]$),
- sprawdzenie efektywności zaproponowanego układu pneumatycznego pod względem energetycznym.

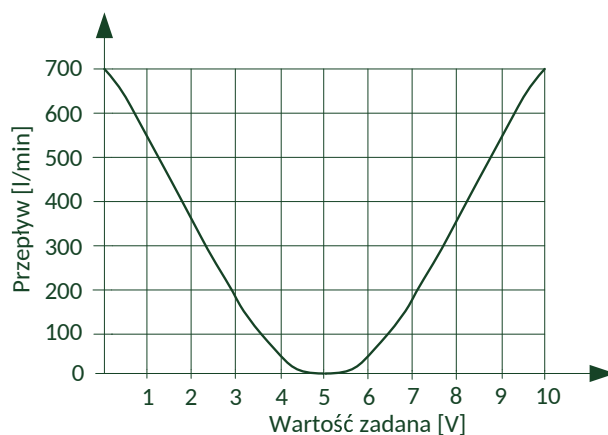
W ramach prac przeprowadzono badania porównawcze układu z zespołem siłownika liniowego oraz układu z zaworem proporcjonalnym przepływu.

W układzie sterowania torami pneumatycznymi zastąpiono zespół siłownika liniowego przez zawór proporcjonalny przepływu. Zastosowano zawór firmy FESTO typu MPYE-5-1/8. Główne dane katalogowe zaworu zostały umieszczone w tabeli 4.8.

Tabela 4.8: Dane katalogowe zaworu MPYE-5-1/8

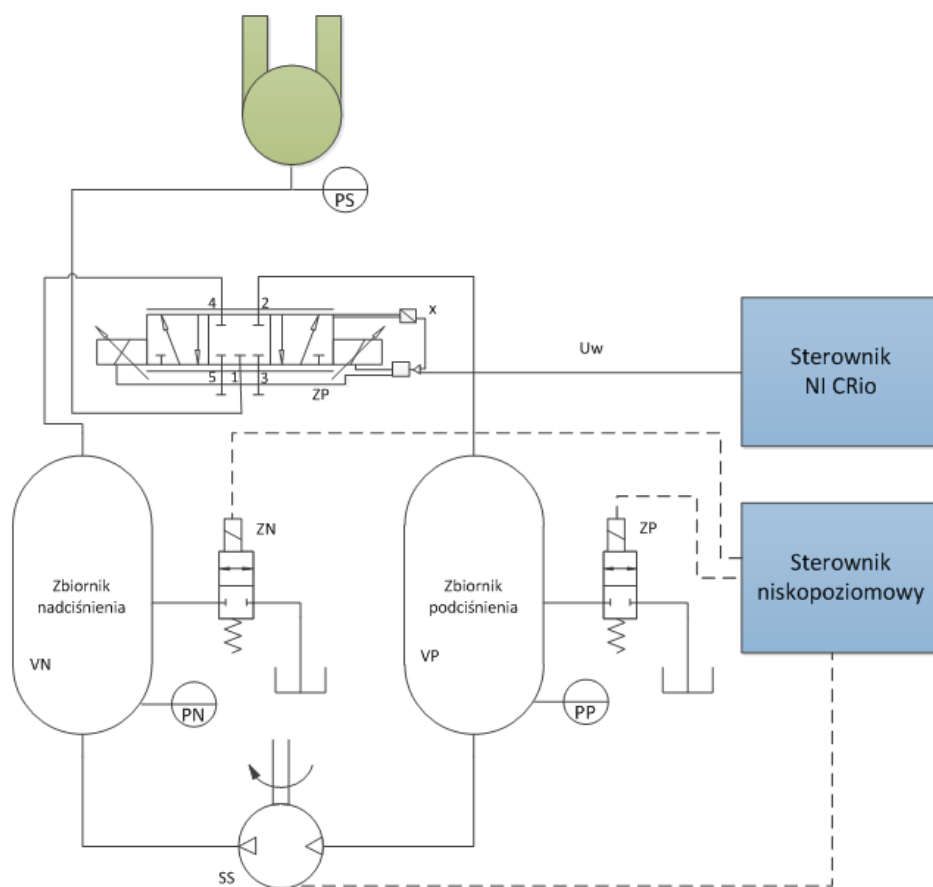
Konstrukcja	Zawór bezpośredniego działania ze zintegrowanym sterowaniem położenia
Przepływ	700 [l/min]
Zasilanie	24 V DC
Zużycie energii	2W
Zakres napięcia sterującego	0 – 10 [V] DC
Ciśnienie robocze	0 – 10 [bar]
Liniowość	1%
Czas odpowiedzi	5 [ms]
Temperatura medium	+5 – 40°C
Waga	0,32 [kg]

Zawór proporcjonalny MPYE sterowany jest napięciem w zakresie od 0 do 10 [V]. Poniżej przedstawiono charakterystykę przepływu w funkcji napięcia sterującego (rys.4.4).



Rysunek 4.4: Charakterystyka przepływu w funkcji napięcia sterującego

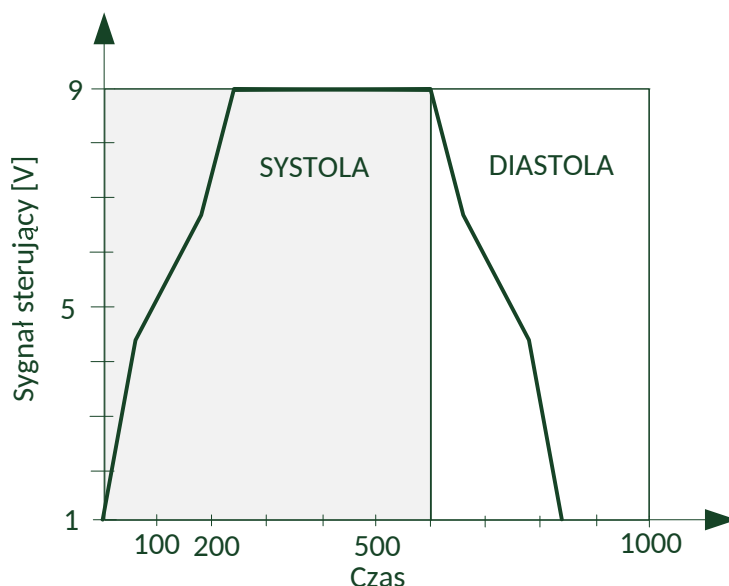
Należy pamiętać, że tak duży przepływ jest możliwy przy znacznie większej wartości ciśnień niż w analizowanym rozwiązaniu. W naszym przypadku przepływ był oczywiście zredukowany. Zawór proporcjonalny był sterowany w ograniczonym zakresie od 1 do 9 [V]. Schemat układu pneumatycznego z zaworem proporcjonalnym przepływu (ZP) umieszczony jest na rys. 4.5.



Rysunek 4.5: Schemat układu sterowania torami pneumatycznymi z zaworem proporcjonalnym MPYE

Zastosowano zawór typu 5/3 (pięciodrogowy, trójpołożeniowy), którego zasadą działania jest łączenie kanałów przepływu powietrza. W układzie pneumatycznym został on podłączony w sposób niestandardowy, tzn. do złącza nr 4 podłączono wylot ze zbiornika nadciśnienia (VN); do złącza nr 2 podłączono wylot ze zbiornika podciśnienia (VP); złącze nr 1 podłączono do części powietrznej sztucznej komory serca; złącza nr 5 oraz 3 są zamknięte. Badania wstępne wykazały, że takie podłączenie zaworu nie zakłóca jego pracy.

Wysterowanie sygnału analogowego zaworu proporcjonalnego odbywa się za pomocą sterownika compactRIO firmy National Instruments. Przy pomocy modułu wyjść analogowych generowany jest sygnał trapezoidalny. Kształt sygnału zależy od parametrów sterowania tzn. częstotliwości pracy (HR) oraz procent trwania systoli ($\%SYS$). Poszczególne punkty sygnału podawane są na wyjście analogowe z częstotliwością 1 [ms]. Układ sterowania został zaimplementowany na programowalnym układzie logicznym FPGA (ang. Field Programmable Gate Array). Przebieg generowanego przebiegu trapezoidalnego przedstawiony jest na rysunku 4.6.



Rysunek 4.6: Przebieg napięciowego sygnału sterującego

Czas narastania zbocza oraz opadania został przyjęty na poziomie 70 [ms]. Czasy trwania systoli oraz diastoli zostały sparametryzowane.

Przeprowadzono badania porównawcze pomiędzy układem pneumatycznym z zespołem siłownika liniowego, a układem pneumatycznym z zaworem proporcjonalnym MPYE. Badania przeprowadzono dla następujących nastaw ciśnień w zbiornikach:

- $SP = 180$ [mmHg], $DP = -55$ [mmHg],
- $SP = 200$ [mmHg], $DP = -65$ [mmHg],
- $SP = 250$ [mmHg], $DP = -75$ [mmHg].

Przyjęto następujące wartości parametru $\%SYS$: 40, 50 oraz 60 [%], a dla częstotliwości pracy sztucznej komory serca: 60 [bpm], 80 [bpm] oraz 120 [bpm]. Wyznaczono wartości średnie mierzonych sygnałów ciśnień w zbiornikach oraz mocy zużywanej przez układ. Poniżej w tabelach 4.9 - 4.15 zestawione są wyniki uzyskane w trakcie przeprowadzonych badań. W części górnej podano wyniki dla siłownika liniowego (SL), a w dolnej dla zaworu proporcjonalnego (ZP).

Tabela 4.9: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 40$ [%] oraz $HR = 60$ [bpm] (1-3)

Typ zaworu	SP [mmHg]	DP [mmHg]	$\%SYS$ [%]	HR [bpm]	VP [mmHg]	VN [mmHg]	Qout [l/min]	Pcal [W]
SL	180	-55	40	60	-35,64	178,96	1,87	27,43
SL	200	-65	40	60	-41,78	198,97	2,13	29,96
SL	250	-75	40	60	-48,22	248,02	2,51	40,32
ZP	180	-55	40	60	-37,32	175,56	2,00	20,18
ZP	200	-65	40	60	-42,53	195,19	2,23	29,42
ZP	250	-75	40	60	-48,19	247,51	2,67	34,71

Tabela 4.10: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 50$ [%] oraz $HR = 60$ [bpm] (4-6)

Typ zaworu	SP [mmHg]	DP [mmHg]	$\%SYS$ [%]	HR [bpm]	VP [mmHg]	VN [mmHg]	Qout [l/min]	Pcal [W]
SL	180	-55	50	60	-36,15	179,73	1,87	30,17
SL	200	-65	50	60	-42,22	199,41	2,08	36,08
SL	250	-75	50	60	-48,13	248,71	2,19	45,20
ZP	180	-55	50	60	-36,53	180,00	1,88	25,28
ZP	200	-65	50	60	-42,69	199,48	2,08	30,32
ZP	250	-75	50	60	-48,83	248,59	2,12	38,51

Tabela 4.11: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 60$ [%] oraz $HR = 60$ [bpm] (7-9)

Typ zaworu	SP [mmHg]	DP [mmHg]	$\%SYS$ [%]	HR [bpm]	VP [mmHg]	VN [mmHg]	Qout [l/min]	Pcal [W]
SL	180	-55	60	60	-34,97	180,13	1,20	25,83
SL	200	-65	60	60	-41,00	199,62	1,39	31,30
SL	250	-75	60	60	-46,76	248,88	1,54	41,72
ZP	180	-55	60	60	-35,24	180,47	1,21	23,39
ZP	200	-65	60	60	-42,54	195,96	1,42	32,71
ZP	250	-75	60	60	-47,16	248,87	1,54	38,14

Tabela 4.12: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 40$ [%] oraz $HR = 80$ [bpm] (10-12)

Typ zaworu	SP [mmHg]	DP [mmHg]	%SYS [%]	HR [bpm]	VP [mmHg]	VN [mmHg]	Qout [l/min]	Pcal [W]
SL	180	-55	40	80	-35,64	176,31	1,78	39,58
SL	200	-65	40	80	-43,00	192,26	2,05	46,69
SL	250	-75	40	80	-48,92	248,94	2,46	43,52
ZP	180	-55	40	80	-37,28	176,89	1,78	28,58
ZP	200	-65	40	80	-43,03	199,57	2,22	29,02
ZP	250	-75	40	80	-48,46	248,49	2,49	42,02

Tabela 4.13: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 50$ [%] oraz $HR = 80$ [bpm] (13-15)

Typ zaworu	SP [mmHg]	DP [mmHg]	%SYS [%]	HR [bpm]	VP [mmHg]	VN [mmHg]	Qout [l/min]	Pcal [W]
SL	180	-55	50	80	-36,21	178,93	1,93	33,52
SL	200	-65	50	80	-42,46	198,34	2,29	38,31
SL	250	-75	50	80	-47,96	248,07	2,29	50,59
ZP	180	-55	50	80	-36,71	173,18	2,09	39,68
ZP	200	-65	50	80	-42,76	198,53	2,24	33,57
ZP	250	-75	50	80	-48,22	248,12	2,25	44,30

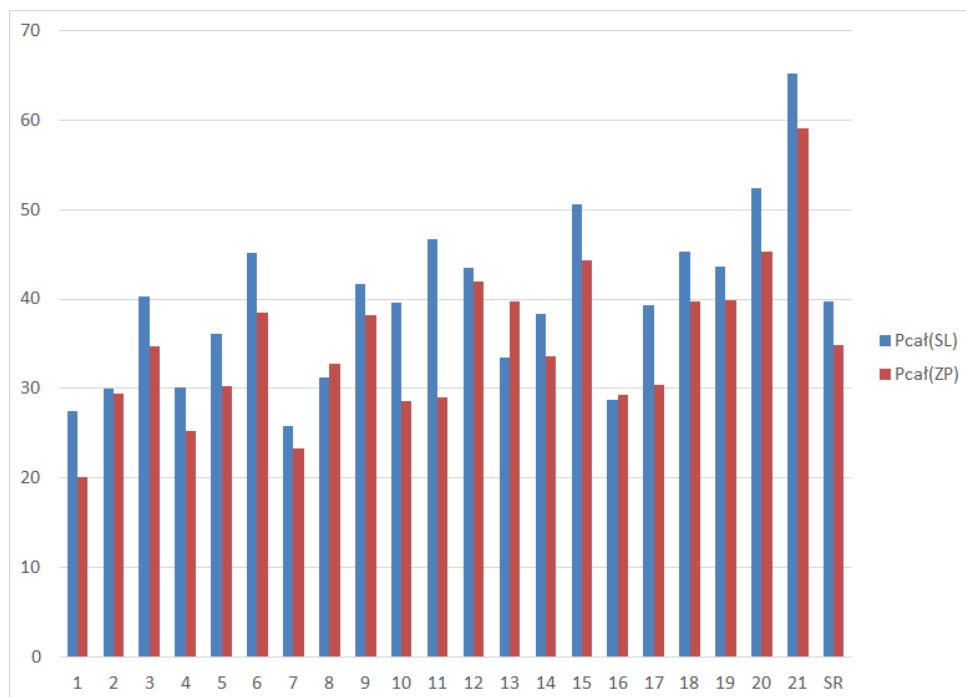
Tabela 4.14: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 60$ [%] oraz $HR = 80$ [bpm] (16-18)

Typ zaworu	SP [mmHg]	DP [mmHg]	%SYS [%]	HR [bpm]	VP [mmHg]	VN [mmHg]	Qout [l/min]	Pcal [W]
SL	180	-55	60	60	-35,82	180,30	1,17	28,78
SL	200	-65	60	60	-43,29	195,50	1,43	39,31
SL	250	-75	60	60	-47,74	249,14	1,62	45,27
ZP	180	-55	60	60	-36,96	177,08	1,07	29,24
ZP	200	-65	60	60	-42,31	199,80	1,23	30,39
ZP	250	-75	60	60	-48,11	248,96	1,44	39,76

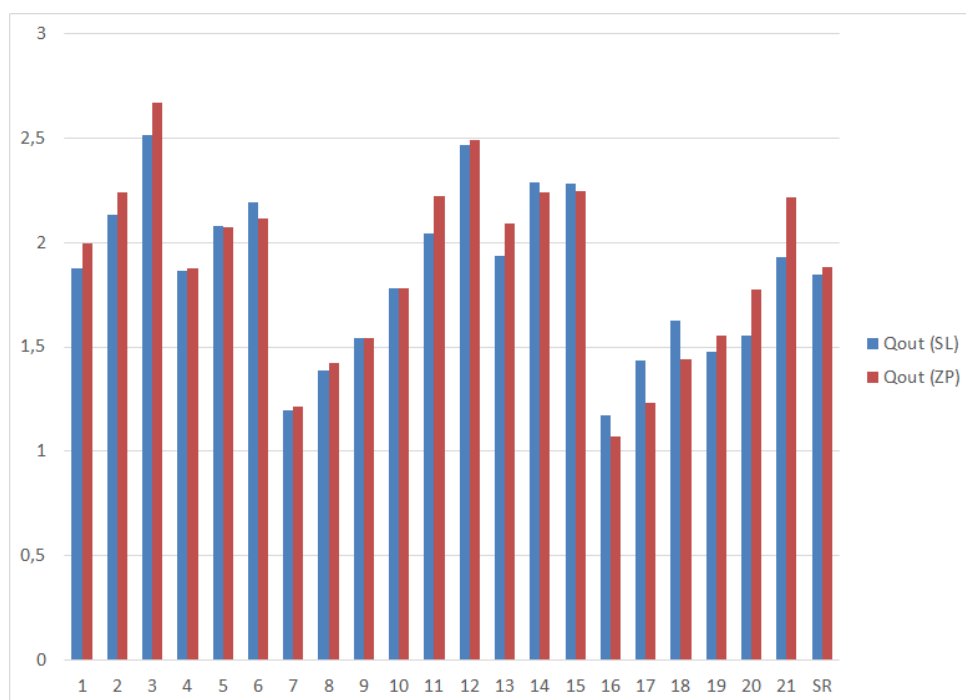
Tabela 4.15: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 40$ [%] oraz $HR = 120$ [bpm] (19-21)

Typ zaworu	SP [mmHg]	DP [mmHg]	%SYS [%]	HR [bpm]	VP [mmHg]	VN [mmHg]	Qout [l/min]	Pcal [W]
SL	180	-55	40	120	-35,57	174,00	1,47	43,67
SL	200	-65	40	120	-42,52	191,85	1,55	52,38
SL	250	-75	40	120	-47,38	242,23	1,93	65,22
ZP	180	-55	40	120	-34,75	176,16	1,55	39,87
ZP	200	-65	40	120	-42,90	192,35	1,78	45,30
ZP	250	-75	40	120	-49,31	239,23	2,22	59,03

Poniżej (rys. 4.7 oraz 4.8) przedstawiono wykresy mocy całkowitej zużywanej przez obydwie badane układy pneumatyczne oraz wykresy uzyskiwanych przepływów wyjściowych.



Rysunek 4.7: Porównanie wartości mocy całkowitej: $P_{cal}(SL)$ – moc zużywana przez układ z siłownikiem liniowym, $P_{cal}(ZP)$ – moc zużywana przez układ z zaworem proporcjonalnym (SR - wartość średnia)



Rysunek 4.8: Porównanie wartości przepływu: $Q_{out}(SL)$ – przepływ generowany przez układ z siłownikiem liniowym, $Q_{out}(ZP)$ – przepływ generowany przez układ z zaworem proporcjonalnym (SR - wartość średnia)

Na osi odciętych kolejne numery oznaczają kolejne wartości w tabelach wyników np. numer 1 na osi odciętych odpowiada wartościom liczbowym z pierwszych wierszy w tabeli 4.9 dla siłownika liniowego (*SL*) oraz zaworu proporcjonalnego (*ZP*). Analizując uzyskane wyniki można zauważyć, że:

- wartość mocy zużywanej przez układ z zaworem w formie siłownika liniowego jest średnio o 12,15 [%] większa niż dla układu z zaworem proporcjonalnym,
- generowana wartość przepływu ze sztucznej komory serca jest na porównywalnym poziomie; średnia wartość jest o 1,88 [%] większa dla układu z zespołem siłownika liniowego (znajduje się w granicach niepewności pomiaru); różnica może wynikać z odmiennego sposobu kształtowania fali ciśnienia sterującego,
- gradient narastania ciśnienia sterującego w trakcie trwania systoli jest porównywalny dla obydwu badanych układów; wartość średnia dla zbrocza nie przekracza wymaganej granicy 4700 [*mmHg/s*]; zależy ona głównie od sposobu kształtowania zbrocza narastania fali ciśnienia sterującego,
- nie zaobserwowano wpływu zastąpienia zaworu w formie siłownika liniowego przez zawór proporcjonalny MPYE na utrzymywanie zadanych wartości ciśnień w zbiornikach nadciśnienia oraz podciśnienia,
- na korzyść zastosowania zaworu proporcjonalnego przemawia fakt, że czas pracy zaworu bez awarii według producenta wynosi ok. 35 lat (dla analizowanego rozwiązania), ale w układzie z zastosowaniem odpowiedniego filtra na wlocie do zbiornika nadciśnienia *VN*.

4.6 Podsumowanie etapu analizy konstrukcji sterownika

Zaproponowane zmiany w konstrukcji sterownika sztucznej komory serca POLVAD korzystnie wpływają zarówno na wydajność urządzenia, jak i efektywność energetyczną. Z punktu widzenia opracowywanego układu sterowania mamy zapewnione utrzymywanie nastawianych wartości ciśnień generowanych w zbiornikach nadciśnienia oraz podciśnienia, a więc parametrów sygnału sterującego sztuczną komorę. Zachowując możliwość generowania określonych parametrów w zadanym zakresie, zużycie energii układu sterowania jest mniejsze od kilku do nawet kilkudziesięciu procent (w przypadku zastąpienia zaworu sterującego na proporcjonalny).

W przypadku zmian objętości zbiorników, proponowane zmiany nie są duże i wynoszą kilka procent. Nie jest to znaczna oszczędność z punktu widzenia energii, jednak duża ze względu

na miejsce potrzebne dla sterownika urządzenia. Wykazano, że dla mniejszych objętości zbiorników można osiągnąć taką samą jakość regulacji poziomów ciśnień nastawianych.

Zastosowanie dwóch zaworów w torach dopływu oraz upływu powietrza ze zbiorników nadciśnienia oraz podciśnienia wyraźnie pogarsza jakość układu zasilania i nie ma żadnych zalet poza uzyskaniem redundancji pracy zaworów. Analizując otrzymane wyniki widzimy, że w przypadku zastosowania dwóch zaworów następuje także pogorszenie jakości układu regulacji w zbiornikach - powstają większe uchyby regulacji.

Jeżeli chodzi o zastąpienie zespołu tłokowego do generowania ciśnień w zbiornikach przez pompę spiralną, to nie spodziewano się uzyskania wysokiej redukcji zapotrzebowania energetycznego. Wynosił on kilka procent i dane nie są częścią niniejszego opracowania. Zastosowanie pompy spiralnej miało głównie na celu zwiększenie niezawodności pracy urządzenia. Istnieją pewne ograniczenia, jakie zostały narzucone przez producenta jednostki sterującej. Układ musi pracować na dotychczasowych zasadach - musi zostać zachowane sterowanie oparte na dwóch regulatorach: niskopoziomowy regulator ciśnienia w zbiornikach oraz nastawnik umożliwiający zmianę nastaw ciśnienia sterującego. Projektowany układ sterujący może więc ingerować jedynie w nastawy regulatora niskopoziomowego oraz rozważane jest zastąpienie nastawnika na wersję adaptacyjną.

Rozdział 5

Opracowanie algorytmu sterowania torami pneumatycznymi urządzenia wspomagającego pracę komór serca

5.1 Wprowadzenie

W poprzednich rozdziałach pracy skoncentrowano się na modyfikacjach odpowiedniej konstrukcji sterownika pneumatycznego dla pulsacyjnej komory wspomagającej, mających na celu redukcję zużycia energii, masy i objętości urządzenia oraz poprawy stabilności ciśnień zasilających. Układ zasilania ma za zadanie przede wszystkim zapewnić odpowiednią falę ciśnienia na wlocie komory powietrznej. Parametry działania sterownika niskopoziomowego to: HR , $\%SYS$, SP i DP . Te wartości wprowadzone do sterownika powodują powstanie fali ciśnienia dla pompy POLVAD.

Jakość wspomagania, efektywny rzut minutowy oraz całkowite opróżnienie części krwistej komory zależą od doboru parametrów HR , $\%SYS$, SP , DP i są dokonywane na podstawie obserwacji wizualnej stanu komory POLVAD przez personel szpitalny. Kolejnym etapem prac było zaprojektowanie algorytmu sterowania umożliwiającego realizację wyznaczonych zadań. Na rynku istnieje wiele urządzeń do wspomagania pracy serca. Ze względu na różnorodność dostępnych konstrukcji każde urządzenie posiada dedykowany układ sterowania. W literaturze opisane są różnorodne koncepcje sterowania [6, 39, 57, 84, 127, 149, 155]. Korzystne byłoby opracowanie dedykowanego dla jednostki sterującej POLPDU układu sterowania zapewniającego adaptację nastaw HR , $\%SYS$, SP oraz DP .

W pierwszym etapie prac przeprowadzono przegląd i analizę sygnałów sterujących oraz pomiarowych dostępnych w urządzeniu POLPDU.

Po wyborze zestawu zmiennych sterujących oraz sygnałów pomiarowych opracowano algorytmy diagnostyczne pozwalające na określenie stanu pracy sztucznej komory serca.

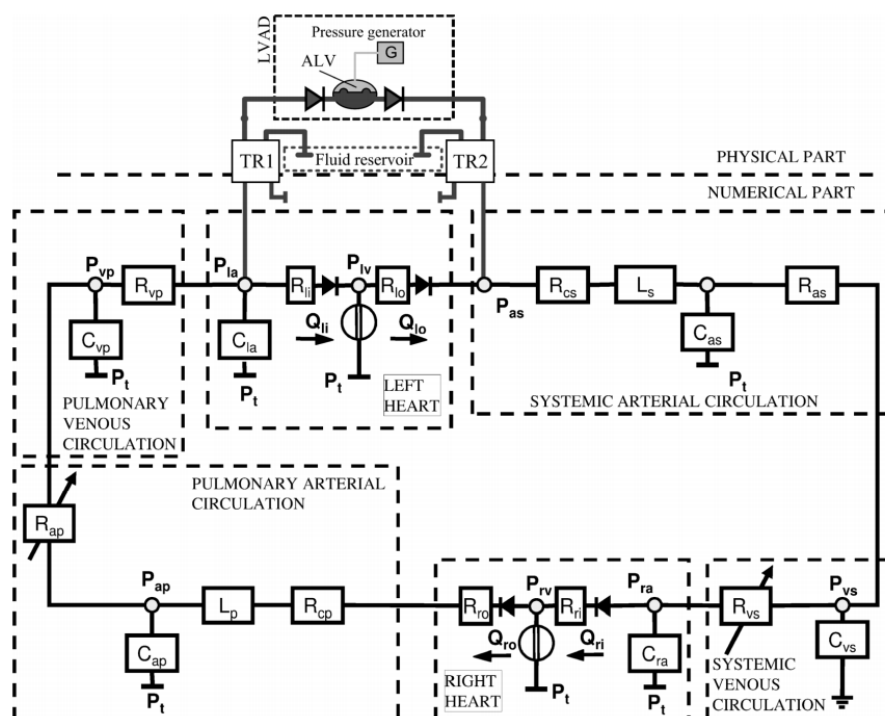
W kolejnym etapie opracowano algorytm sterowania adaptacyjnego dla sztucznej komory serca, który dostosowuje na bieżąco parametry do zmiennych warunków hemodynamicznych.

Następnie przeprowadzono badania na stanowisku laboratoryjnym w celu weryfikacji działania algorytmu dla różnych parametrów modelu układu krążenia (dla różnych warunków pracy). Zbadano także działanie algorytmu sterowania dla dwóch możliwych połączeń sztucznej komory serca: połączenia przedsionkowego (kaniula wlotowa urządzenia wspomagającego połączona jest z przedsionkiem niewydolnej komory) oraz podłączenia koniuszkowego (kaniula wlotowa urządzenia wspomagającego połączona jest z koniuszkiem niewydolnej komory).

Sprawdzono także działanie algorytmu dla dwóch trybów pracy: synchronicznej oraz asynchronicznej pracy urządzenia wspomagającego. Na końcu przedstawiono wnioski z przeprowadzonych badań.

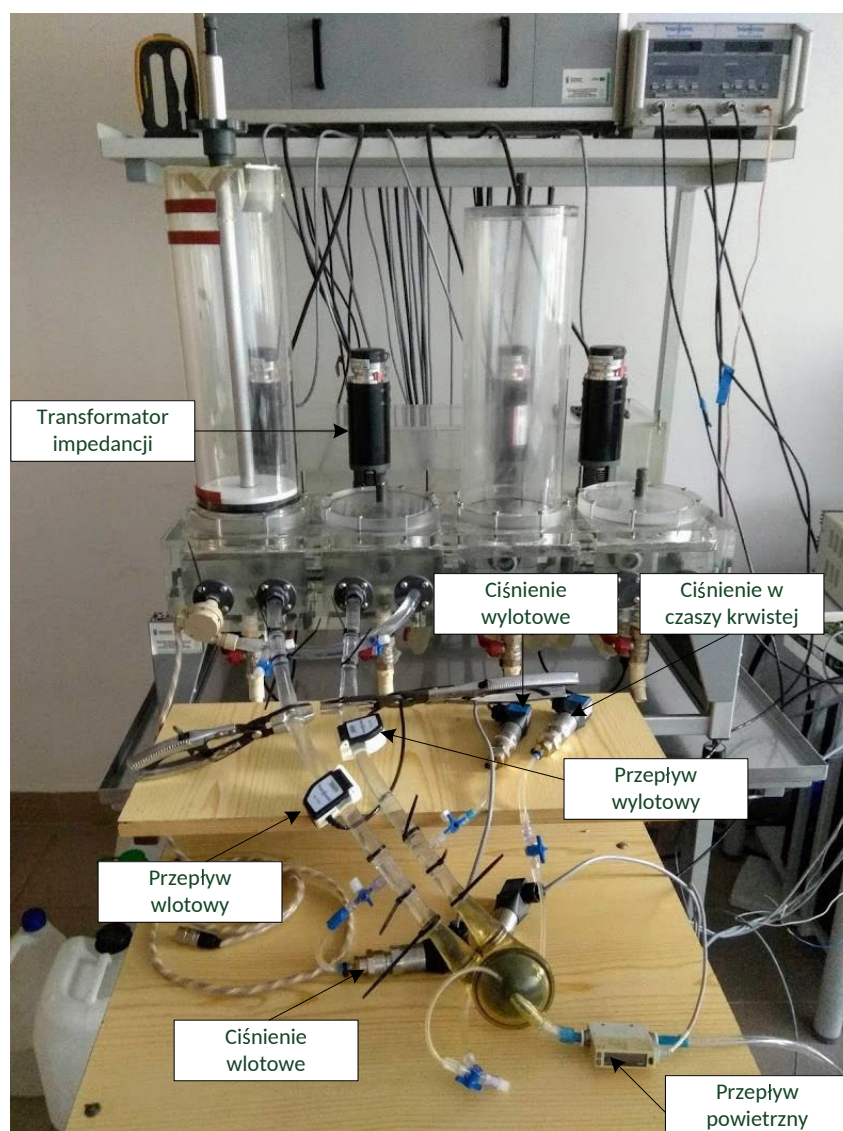
5.2 Opis stanowiska badawczego

Do przeprowadzenia testów wykorzystany został model hybrydowy układu krążenia człowieka. Jest to połączenie symulatora numerycznego ze środowiskiem mechaniczno-hydraulicznym przy wykorzystaniu, opracowanych i skonstruowanych przez Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN, przetworników impedancji [60] (rys. 5.1). Układ hybrydowy przekształca obliczone przez model wartości w rzeczywiste przepływy cieczy o parametrach zbliżonych do właściwości krwi (mieszanka gliceryny i wody).



Rysunek 5.1: Schemat blokowy hybrydowego (hydrauliczno-numerycznego) modelu krążenia i jego połączenia z mechanicznym układem zastawki aortalnej (AV) [60]

Korzystając z hybrydowego układu krążenia możliwe jest badanie różnych konstrukcji sztucznego serca oraz algorytmów sterowania. Model pracuje w układzie zamkniętym, więc umożliwia badanie wzajemnego oddziaływania pomiędzy wspomaganą komorą lub komorami serca a układem krążenia. Możliwa jest rejestracja wszystkich, istotnych z punktu widzenia wspomagania parametrów modelu układu krążenia. Możliwe jest również przeprowadzenie badań, podłączonej fizycznie sztucznej komory, wpływu na pracę urządzenia zmian obciążenia wstępnego (ang. preload) oraz następczego (ang. afterload). Dodatkowo wyposażenie stanowiska w odpowiednie przetworniki i karty pomiarowe pozwala na obserwacje i rejestracje wybranych sygnałów fizycznych. Na rysunku 5.2 przedstawiono sztuczną protezę serca wraz z zaznaczonymi pomiarami.



Rysunek 5.2: Zdjęcie układu hybrydowego oraz sztucznej komory POLVAD z zaznaczonymi pomiarami

Oprócz pomiarów określających stan sztucznej komory serca oraz sygnałów pochodzących z numerycznego układu krążenia możliwa jest rejestracja sygnałów pochodzących ze sterownika POLPDU-501. W tabeli 5.1 zestawiono fizyczne parametry rejestrowane ze sterownika.

Tabela 5.1: Opis sygnałów pomiarowych ze sterownika POLPDU-501

Oznaczenie	Opis	Jednostka
<i>PP</i>	Ciśnienie w zbiorniku nadciśnienia	[<i>mmHg</i>]
<i>PN</i>	Ciśnienie w zbiorniki podciśnienia	[<i>mmHg</i>]
<i>Ppn</i>	Ciśnienie w części powietrznej pompy POLVAD	[<i>mmHg</i>]
<i>%SYS</i>	Procent trwania wyrzutu	[%]
<i>DEL</i>	Opóźnienie pompy POLVAD w stosunku do sygnału EKG	-
<i>HR</i>	Częstotliwość pracy sztucznej komory	[<i>bpm</i>]

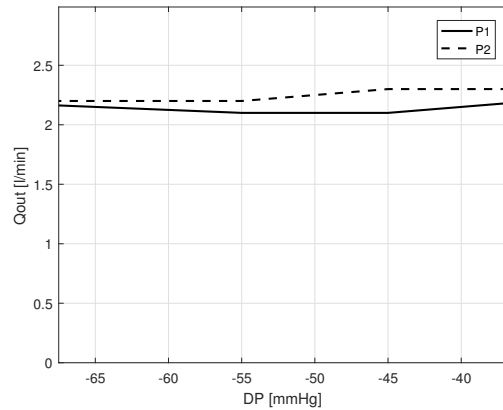
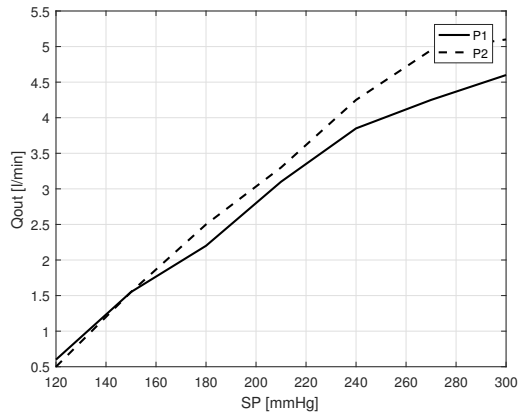
Sterowanie pompy POLVAD realizowane jest poprzez naprzemienne zadawanie w komorze powietrznej wysokiego i niskiego ciśnienia. Zapewnia to cykliczne przemieszczanie membrany powodując napełnianie i wyrzut cieczy z komory krwistej. Przebieg sygnału zasilania jest w przybliżeniu prostokątny ze współczynnikiem wypełnienia oznaczanym jako *%SYS*, czyli procentowy stosunek czasu trwania fazy wyrzutu do okresu całego cyklu. Pozostałymi parametrami zasilania jest wartość maksymalna i minimalna ciśnienia oraz częstość pracy komory - bpm (ang. Beats Per Minute).

5.3 Badanie wpływu zmiany parametrów pracy modelu układu krążenia na wydatek minutowy

W pierwszej kolejności przeprowadzono badanie wpływu zmiany parametrów na wydatek minutowy generowany przez urządzenie wspomagające. Pomiaru wykonano dla przykładowych dwóch poziomów niewydolności lewej komory serca tzn. P1 - ($E_{maxl} = 1.5 [mmHg \cdot cm^{-3}]$, $V_{l0} = 15 [cm^3]$), P2 - ($E_{lmax} = 0.8 [mmHg \cdot cm^{-3}]$, $V_{l0} = 10 [cm^3]$).

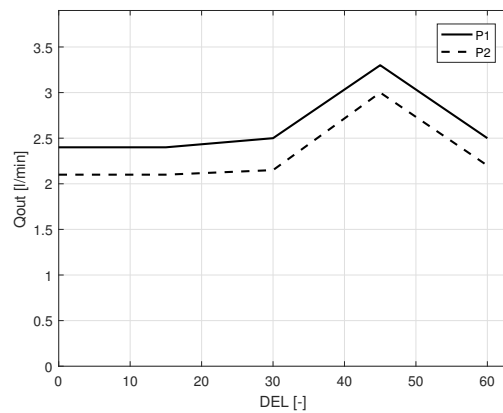
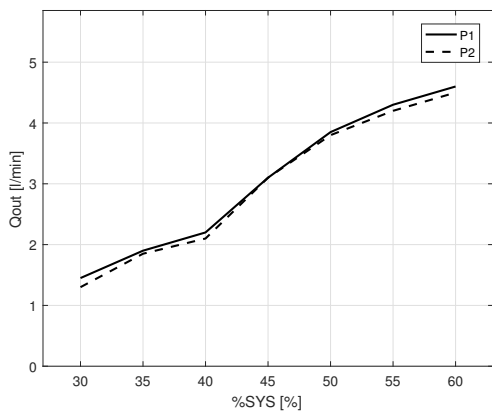
Tabela 5.2: Zestaw zmienianych wartości parametrów sygnału sterującego

Parametr	Wartości
<i>SP</i> [<i>mmHg</i>]	120, 150, 180, 210, 240, 270, 300
<i>DP</i> [<i>mmHg</i>]	-35, -45, -55, -65, -75
<i>HR</i> [<i>bpm</i>]	60, 70, 80, 90, 100
<i>%SYS</i> [%]	30, 40, 45, 50, 55, 60
<i>DEL</i>	0, 15, 30, 45



(a) Zależność przepływu Q_{out} od ciśnienia systoli SP dla przypadków P1,P2

(b) Zależność przepływu Q_{out} od ciśnienia diastoli DP dla przypadków P1,P2



(c) Zależność przepływu Q_{out} od procentu systoli $\%SYS$ dla przypadków P1,P2

(d) Zależność przepływu Q_{out} od opóźnienia DEL dla przypadków P1,P2

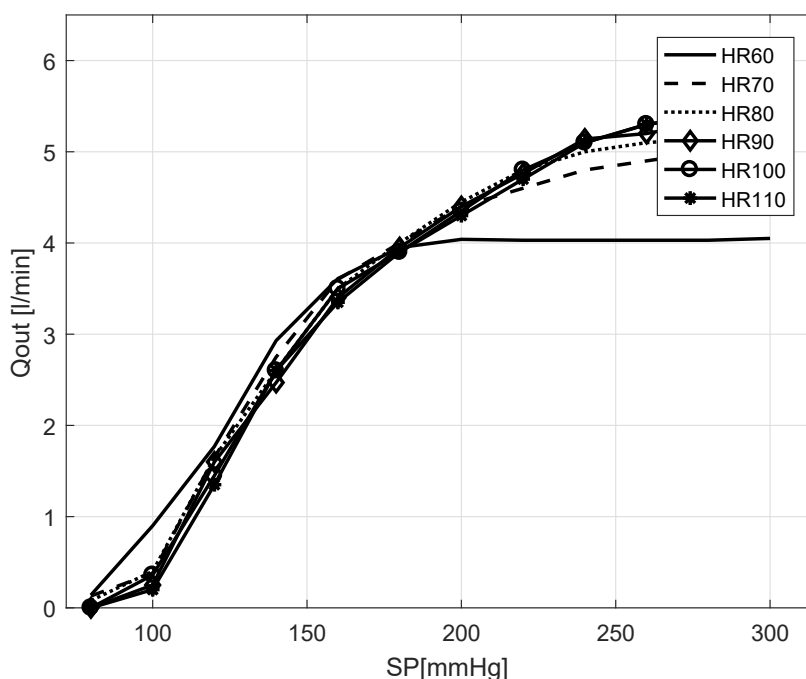
Rysunek 5.3: Zależność przepływu Q_{out} od parametrów $SP, DP, \%SYS$ oraz DEL dla przypadków P1,P2

W przypadku badań porównawczych dla dwóch modeli pacjentów P1 oraz P2, starano się przeprowadzać je w zbliżonych warunkach. Wynikało to z faktu, że poprzednie eksperymenty wskazywały na znaczący wpływ warunków pracy całego układu na mierzone sygnały. Badania przeprowadzono więc w stanie ustalonym, tzn. układ pracował przez pewien czas tak, żeby ustaliła się temperatura urządzeń wykonawczych i płyn nie koagulował. Zaobserwowano, że na wydatek minutowy niewielki wpływ ma zmiana sygnałów sterujących DP , oraz DEL . Analizując wyniki wyraźnie widzimy, że największy wpływ na rzut mają procent trwania systoli ($\%SYS$) oraz ciśnienie systoli (SP). Ze względu na fakt, że urządzenie może pracować w trybie synchronicznym zdecydowano się nie brać pod uwagę parametru HR w dalszych rozważaniach.

W zależności od SP , sygnał Q_{out} zmienia się od bardzo małych wartości (bliskich 0), do maksymalnej wartości jaką można uzyskać dla badanej pompy pulsacyjnej (5-6 [l/min]). Praktycznie przydatny do sterowania zakres wartości ciśnień, które można brać pod uwagę to 180 – 250 [$mmHg$].

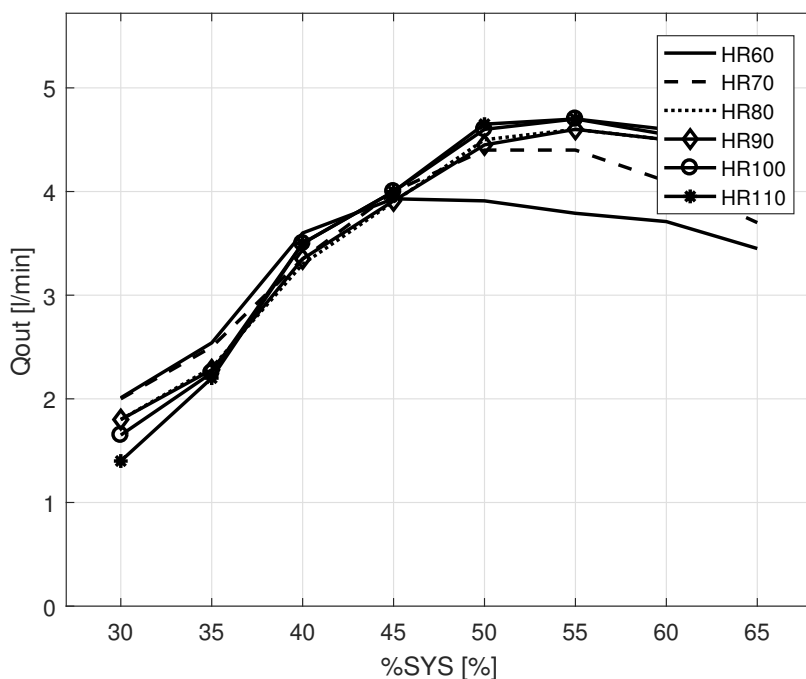
W zależności od $\%SYS$, sygnał Q_{out} zmienia się od małych wartości (1.8–2.0 [l/min]) do wartości rzędu 4.8 [l/min], co zbliżone jest do maksymalnej wartości możliwej do uzyskania dla badanej pompy pulsacyjnej. Praktycznie przydatny do sterowania zakres wartości systoli, które można brać pod uwagę to 35 – 55 [%].

W ramach przeprowadzonych badań wyznaczono funkcję zmian rzutu minutowego od ciśnienia systoli (SP) oraz częstotliwości pracy (HR) (rys. 5.4).



Rysunek 5.4: Zależność rzutu minutowego sztucznej komory od ciśnienia systoli (SP) oraz częstotliwości pracy (HR)

Wyznaczono również funkcję zależności rzutu minutowego od procentu systoli ($\%SYS$) oraz częstotliwości pracy (HR) (rys. 5.5).



Rysunek 5.5: Zależność rzutu minutowego sztucznej komory od procenta systoli ($\%SYS$) oraz częstotliwości pracy (HR)

Zaobserwowano również, że wartość HR ma bardzo niewielki wpływ na zmiany Q_{out} . Zdecydowano się zatem w algorytmie sterowania na wykorzystanie tych dwóch zmiennych, tzn. $\%SYS$ oraz SP .

5.4 Wymagania stawiane algorytmowi sterowania adaptacyjnego

Biorąc pod uwagę wyniki uzyskane podczas przeprowadzonych badań symulacyjnych oraz na stanowisku laboratoryjnym można sformułować następujące wymagania, jakie powinien spełniać układ sterowania adaptacyjnego:

1. Sterowanie pompą POLVAD powinno zapewnić odpowiedni poziom przepływów oraz ciśnień w układzie krwionośnym w celu zapewnienia prawidłowych warunków do procesu regeneracji wspomaganego mięśnia sercowego. Musi w odpowiedni sposób reagować na zmiany w układzie krążenia, a więc adaptować się do zmiennych parametrów hemodynamicznych.

2. Zaprojektowany algorytm sterowania nastawami sterownika niskopoziomowego powinien generować największy możliwy przepływ wylotowy z pompy POLVAD. Ewentualnie wartość ta powinna być nastawiana - w trybie asynchronicznym parametr HR nie jest synchronizowany z pracą serca. Komora POLVAD powinna zatem działać w trybie synchronicznym realizując cykl pracy: całkowite napełnienie - pełny wyrzut.
3. Zapewnienie dokładnej synchronizacji pracy sztucznej komory serca z częstotliwością pracy wspomaganą komorą serca jest bardzo istotnym aspektem z punktu widzenia efektywności procesu wspomaganego mięśnia. Istotne jest więc prowadzenie procesu wspomaganego w trybie synchronicznym.
4. Algorytm adaptacyjny powinien wykorzystywać następujące parametry: SP [$mmHg$] - ciśnienie systoli (nadciśnienie) oraz $\%SYS$ [%] - procent trwania systoli. Pozostałe parametry powinny zostać na stałych poziomach.
5. W trybie synchronicznym parametr HR nie powinien być brany pod uwagę jako nastawialny.

5.5 Opracowanie regulatora niskopoziomowego

Ze względu na konieczność zachowania sterownika niskopoziomowego ograniczono się do doboru odpowiednich nastaw dla algorytmu sterowania poziomami ciśnień w zbiornikach. Utrzymywanie odpowiednich ciśnień jest bardzo istotnym aspektem z punktu widzenia skutecznego wspomaganego niewydolnego mięśnia sercowego.

Przeprowadzono badania wpływu nastaw algorytmu PID (regulator sterujący różnicą ciśnień w zbiornikach) na jakość regulacji. Celem tej części badań było sprawdzenie, czy obecne nastawy algorytmu PID oraz progów zdziałań zaworów dopuszczających (do VP) oraz upuszczających powietrze (z VN) mają istotny wpływ na sprawność i zachowanie się układu oraz czy można uzyskać jakąś poprawę - redukcję pulsacji ciśnień lub zużycia energii.

Przeprowadzono badania wyłącznie algorytmu typu PI. Algorytm z akcją różniczkującą nie wprowadzał w żadnym przypadku poprawy wyników (obniżenia średniej wartości zużywanej mocy) i z tego powodu nie został podany w zestawieniach. Badania każdego z porównywanych regulatorów przeprowadzono dla rekomendowanych objętości zbiorników $VN=2,2$ [l] oraz $VP=2,6$ [l]. Wartości średnie prądów i ciśnień były liczone z krokiem $\delta = 10$ [ms].

W odróżnieniu od poprzednio prezentowanych wyników należy wspomnieć o dwóch istotnych zmianach skutkujących w wartościach uzyskiwanych wyników:

1. Algorytm regulacji opracowany w ramach rozprawy doktorskiej wykorzystywał jako wartość zadaną np. różnicę ciśnień, wartość w rzeczywistości wprowadzaną do algorytmu

regulatora. W algorytmie opracowanym w FRK wartość zadana była powiększana o ok. 0.03 [bar] ze względu na oczekiwane straty na doprowadzeniach, kalibrację przetworników ciśnienia i straty na zaworach. Zabieg taki powodował osiągnięcie przez wartość średnią ciśnienia w zbiorniku VN wartości bliższej nastawionej. W opracowanym algorytmie taka korekta nie była wprowadzana, stąd większe odchyłki wartości średniej VN podczas testów algorytmu regulatora.

2. W dostarczonym przez FRK zestawie badawczym ze sterownikiem programowalnym niskiego poziomu nie można było wprowadzać zmian oprogramowania. Z tego powodu algorytmy wykonane w ramach pracy doktorskiej były realizowane na innej platformie obliczeniowej i innych (większych) zaworach sterujących, a sprawność (w obydwu wypadkach algorytm FRK i IAIr) była obliczana jako proporcjonalna do wartości prądu I_r pobieranego z zasilacza o poziomie napięcia $U_z=16$ [V] przez układ sterowania pompą i zaworami. W przypadku algorytmu IAIr wykorzystane zawory wymagały niższego poziomu zasilania – 12 [V] DC i z tego powodu oprócz poprzednich wartości mierzony był dodatkowo prąd zaworów I . Ta wartość była następnie uwzględniona w bilansie mocy.

Badania przeprowadzono dla następujących zestawów nastaw regulatora PID rozpoczynając od „agresywnego” regulatora PID 1 i kończąc na mało agresywnych nastawach, które powinny ograniczyć liczbę zadziałań zaworów i podwyższyć sprawność. Zestawy zostały oznaczone w następujący sposób:

- PID 1 - K: 0,8, Ti: 0,05 [s]
- PID 2 - K: 0,2, Ti: 0,2 [s]
- PID 3 - K: 0,2, Ti: 0,4 [s]
- PID 4 - K: 0,4, Ti: 0,1 [s]
- PID 5 - K: 0,4, Ti: 0,2 [s]
- PID 6 - K: 0,4, Ti: 0,05 [s]
- PID 7 - K: 0,4, Ti: 0,3 [s]
- PID 8 - K: 0,3, Ti: 0,05 [s]
- PID 9 - K: 0,3, Ti: 0,1 [s]
- PID 10 - K: 0,3, Ti: 0,2 [s]
- PID 11 - K: 0,2, Ti: 0,05 [s]
- PID 12 - K: 0,2, Ti: 0,1 [s]

Testy każdego ze zbiorów nastaw przeprowadzono dla czterech różnych przypadków sterowania falą ciśnienia pneumatycznego (SP , DP , $\%SYS$ i HR). Wyniki testów zostały zamieszczone w załączniku B.

Z przeprowadzonych badań wynika, że:

- wyniki testów potwierdzają wcześniejsze obserwacje – agresywne nastawy regulatora (duża wartość K lub/i mała wartość T_i) prowadzą do częstego zadziałania układu regulacji i zaworów sterujących upustami lub dopływem powietrza do komór VN i VP ; można ten efekt zaobserwować przez porównanie wartości średnich prądów pobieranych przez zawory (prąd czujnika),
- zauważyć można, że niskie nastawy mogą nie poradzić sobie z zapewnieniem poprawnego działania układu zasilania, np. PID3 (K : 0,2; T_i : 0,4 [s]), co je wyłącza z rozważań,
- różnice w poborze prądu z zasilacza nie są duże: przykładowo dla najbardziej agresywnego regulatora PID1 dla przypadku „średniego” obciążenia $SP=180$ [mmHg], $DP=-55$ [mmHg], $\%SYS=40$ [%], $HR=80$ [bpm] wartość średnia prądu I_r jest równa 1,78 [A] (+ 0,03 [A]) natomiast dla najbardziej „słabego” algorytmu PID3 jest równa 1,71 [A] (+0,03 [A]); najbardziej korzystny dla tego przypadku będzie zestaw PID6 (K : 0,4; T_i : 0,05 [s]), który wymaga tylko $I_r=1,66$ [A], ale dostarczył do układu tylko 1,07 [l/min]; wartość ta wskazuje, że warunki obciążenia dla tego testu były nieco inne niż dla pozostałych,
- porównanie wyników pod kątem uzysk / nakład, tzn. wpływ Q_{out}/I_r najlepsze wyniki zapewnia zestaw PID7 (K : 0,4; T_i : 0,3 [s]), dla którego ta relacja wynosi ok. 0,99 podczas gdy dla pozostałych kombinacji (K , T_i) może osiągać wartości dużo niższe, np. 0,65 dla PID6.

Podsumowując ten etap badań można skłonić się do zalecenia nastaw PID7 (K : 0,4; T_i : 0,3 [s]) jako z jednej strony oszczędnych, a jednocześnie zapewniających duży rzut minutowy w różnych warunkach obciążeń.

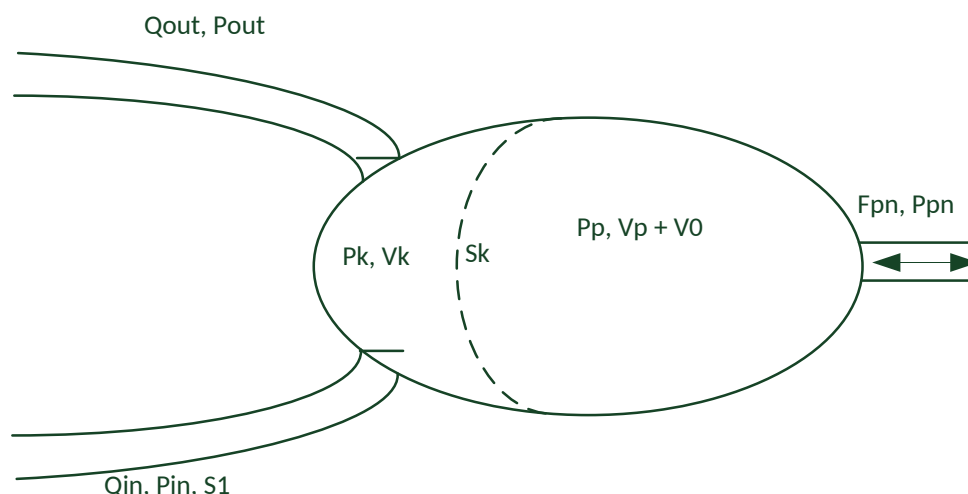
5.6 Opracowanie algorytmu adaptacyjnego

Po wyznaczeniu nastaw regulatora niskopoziomowego przeprowadzono prace związane z określeniem struktury algorytmu adaptacyjnego. Opracowano dedykowane algorytmy do detekcji stanu sztucznej komory: stanu całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu.

5.6.1 Algorytmy detekcji stanu sztucznej komory serca

Stwierdzenie stanu pełnego wyrzutu krwi z komory POLVAD jest bardzo ważne z punktu widzenia skuteczności wspomaganie serca. Zgodnie z obserwacjami lekarzy, pełny wyrzut

z komory POLVAD prowadzi do zmniejszenia ilości krwi zastoinowej w części krwistej komory POLVAD, a w efekcie do zmniejszenia wielkości i liczby powstających skrzepin w komorze, co umożliwi dłuższe wykorzystywanie komory oraz zmniejsza ryzyko zatorów. Powstawanie skrzepów jest obecnie największym problemem podczas użytkowania protez POLPDU. Powstawanie zakrzepów jest obserwowane wizualnie przez personel medyczny, przy podświetlaniu części krwistej komory POLVAD. W protezie POLPDU-501 nie jest prowadzony żaden pomiar ciągły, oprócz ciśnienia sterującego. Jest to jedyny pomiar o charakterze ciągłym, który pozwala obserwować stan komory POLVAD podczas cyklu roboczego. W pewnych sytuacjach jest prowadzony pomiar EKG, ale nie jest to pomiar stale stosowany przy podłączeniu pacjenta do protezy. Sygnały tzw. techniczne: ciśnienia w zbiornikach (niskiego i wysokiego ciśnienia), stan naładowania akumulatorów oraz nastawy: wypełnienie cyklu, tętno oraz zadane ciśnienie systoli i diastoli, mierzone raz na cykl, nie pozwalają na bieżąco zdiagnozować stanu wypełnienia części krwistej komory POLVAD.



Rysunek 5.6: Przepływy, ciśnienia na stanowisku laboratoryjnym do badania komory POLVAD oraz parametry objętościowe

Analizując zjawiska przepływowe w trakcie napełniania oraz opróżniania POLVAD (rys. 5.6) można wyróżnić następujące sygnały pomiarowe:

- P_{pn} – ciśnienie zasilające komorę POLVAD, mierzone na bieżąco przez POLPDU-501,
- P_{in} – ciśnienie w kaniuli wlotowej do części krwistej komory POLVAD, mierzone w zestawie laboratoryjnym,
- P_{out} – ciśnienie w kaniuli wylotowej z części krwistej komory POLVAD, mierzone w zestawie laboratoryjnym,
- Q_{in} – przepływ w kaniuli wlotowej do części krwistej komory POLVAD, mierzony w zestawie laboratoryjnym,

- Q_{out} – przepływ w kaniuli wylotowej z części krwistej komory POLVAD, mierzony w zestawie laboratoryjnym.

Dodatkowe oznaczenia na rysunku 5.6, to wielkości fizyczne, które nie były mierzone podczas eksperymentów (brak czujników) lub są niedokładnie znane:

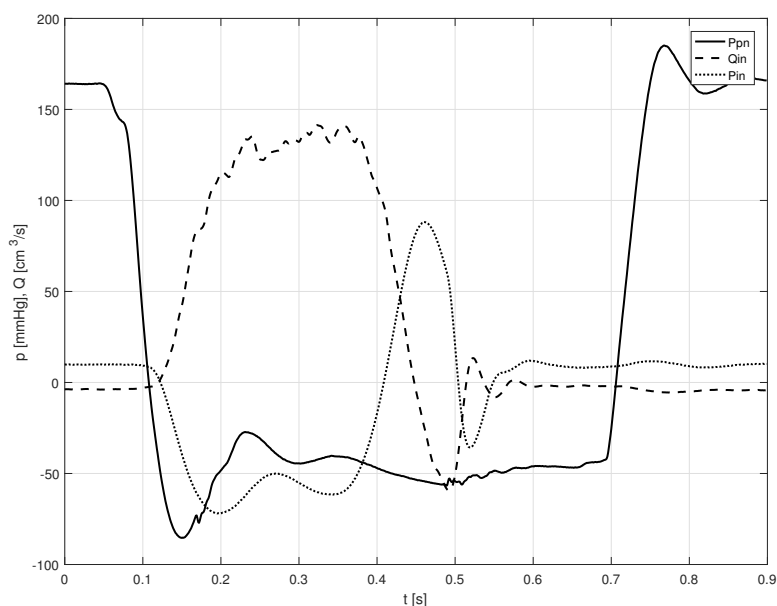
- Z_{in}, Z_{out} - mechaniczne zastawki, odpowiednio wlotowa i wylotowa,
- F_{pn} – przepływ powietrza do części pneumatycznej POLVAD,
- P_p – ciśnienie w części powietrznej komory POLVAD,
- P_k – ciśnienie wewnątrz części krwistej komory POLVAD,
- V_k – chwilowa objętość części krwistej komory POLVAD,
- V_p - chwilowa objętość części powietrznej komory POLVAD,
- V_0 - objętość martwa części powietrznej komory POLVAD.

Membrana nie wypełnia całkowicie komory POLVAD, ani podczas wyrzutu krwi, ani podczas wlotu krwi i pozostaje zawsze pewna niewielka objętość martwa V_0 . W ramach prac eksperymentalnych przeprowadzono serie pomiarowe mające na celu zebranie danych pomiarowych, które umożliwiłyby opracowanie algorytmów diagnostycznych dla sztucznej komory serca. Cykle pomiarowe zostały przeprowadzone dla różnych parametrów pracy urządzenia wspomagającego oraz dla różnych warunków obciążenia sztucznej komory serca.

5.6.2 Algorytm detekcji całkowitego napełnienia sztucznej komory serca

Podczas fazy całkowitego napełnienia istotny jest charakter zmian ciśnienia zasilającego. Ciśnienie P_{pn} ma cały czas wartość ujemną – następuje zasysanie cieczy, ale w fazie opierania membrany o korpus pompy powietrze przestaje być zasysane ze stałą prędkością i następuje blokowanie przepływu powietrza, co objawia się powolnym, ale wyraźnym obniżeniem ciśnienia za przetwornikiem elektropneumatycznym, które trwa dość długo ok. 220 [ms]. Po tej fazie następuje domykanie zastawek i przebieg ciśnienia nie jest opadający.

Poniżej na rysunku przedstawiono wyniki uzyskane przy obciążaniu pompy POLVAD.



Rysunek 5.7: Faza obniżania ciśnienia sterującego podczas napinania membrany komory POLVAD

W celu potwierdzenia efektu zaczęto poszukiwać go na innych przebiegach (zmierzonych w innych warunkach eksperymentu). Na rys. 5.7 przedstawiono początkową fazę napinania membrany, która została pomierzona w przypadku modelowania pracy komory POLVAD dla następujących warunków:

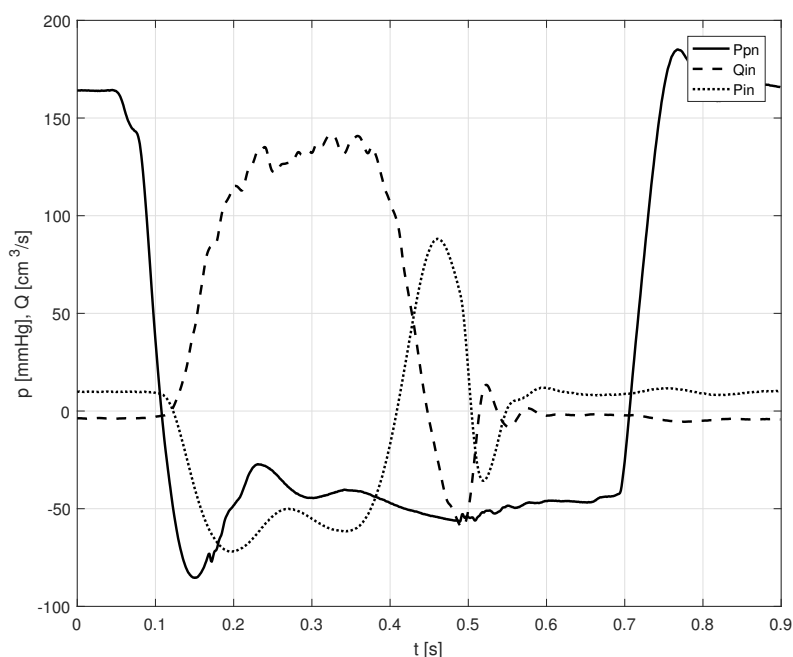
$$SP = 145 [mmHg],$$

$$P_{out} = 100 [mmHg],$$

$$HR = 60 [bpm],$$

$$\%SYS = 40 [\%].$$

Należy zauważyć, że w omawianym przypadku membrana została napięta, a następnie wystąpiła kontrakcja w formie rozprężenia membrany i przepływ wlotowy Q_{in} staje się mniejszy od zera, tzn. ciecz jest wyrzucana z powrotem do kaniuli wlotowej, czyli potwierdza się oscylacyjny charakter napełniania komory POLVAD. Na rysunku 5.8 widać przebiegi ciśnienia zasilającego P_{pn} podczas pełnego cyklu napinania membrany, przy warunkach obciążenia komory.



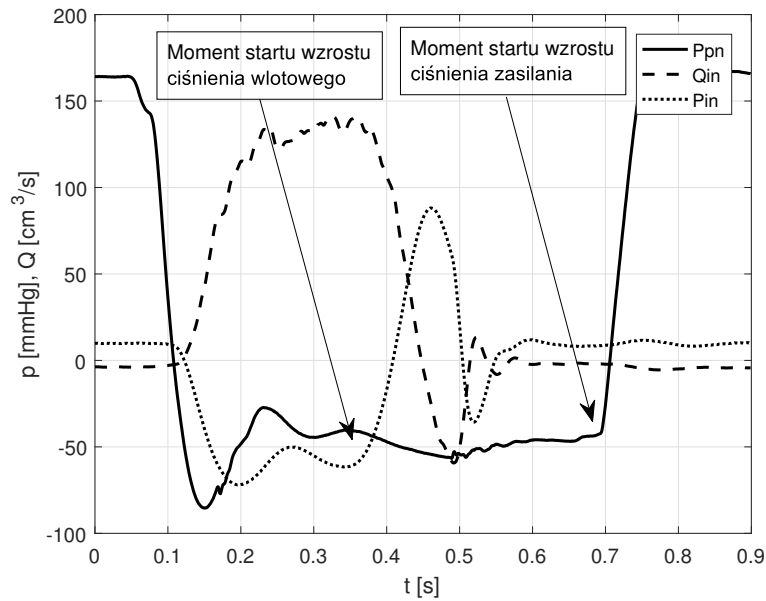
Rysunek 5.8: Faza całkowitego napełnienia podczas eksperymentu określonego warunkami: $SP = 120$ [mmHg], $DP = -75$ [mmHg], $P_{out} = 20$ [mmHg], $HR = 60$ [bpm], $\%SYS = 40$ [%].

Faza napinania membrany trwa jak poprzednio ok. 200 [ms].

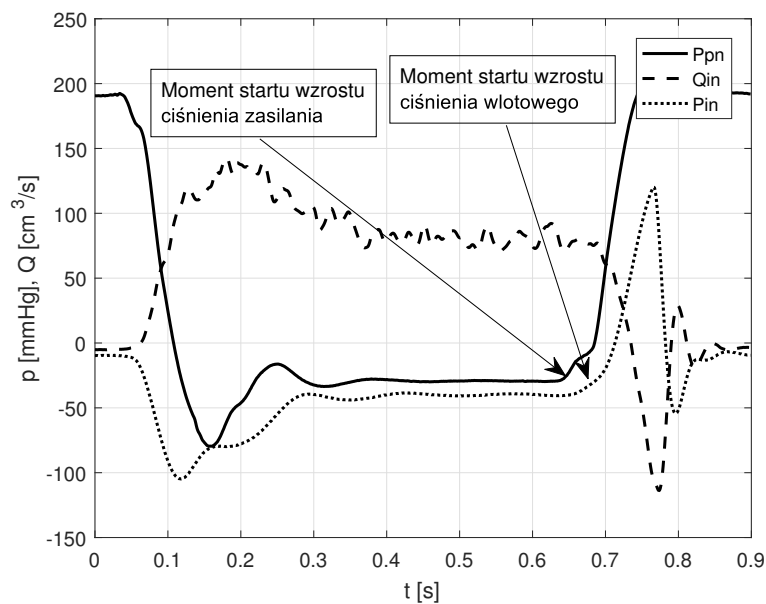
Ponownie widoczny jest efekt ujemnego dopływu, co oznacza wyraźne całkowite wypełnienie komory. Jednocześnie należy zwrócić uwagę na koniec fazy napinania: następuje dalsze zwiększanie ciśnienia w części krwistej, pomimo widocznego wypływu z komory. Efekt ten jest pozornie niemożliwy – ciśnienie w części krwistej wzrasta, ciśnienie zasilające jest wyraźnie mniejsze, a przepływ następuje ze ośrodka o niższym ciśnieniu do ośrodka o ciśnieniu wyższym. Pomijając kwestie dynamiki pomiarów, efekt ten jest powtarzalny i należy przypuszczać, że nie jest wynikiem błędów zwykłych lub systematycznych prowadzonych pomiarów, a spowodowany jest poprzez oddawanie energii kinetycznej strugi cieczy płynącej w kaniuli.

Efekt zmian wartości ciśnienia zasilającego został prześlędzony w różnych warunkach prowadzenia eksperymentów. We wszystkich zarejestrowanych przypadkach wystąpił efekt napinania membrany (tzn. efekt całkowitego napełnienia). Zmiany sygnału sterującego w trakcie trwania diastoli są zbyt małe aby możliwe było skuteczne wykrycie stanu całkowitego napełnienia. Wykorzystanie jedynie sygnału sterującego do diagnozy stanu całkowitego napełnienia nie umożliwia uzyskanie zadowalających rezultatów. W celu diagnozy stanu całkowitego napełnienia możliwe jest wykorzystanie ciśnienia wlotowego (P_{in}) razem z obserwacją ciśnienia sterującego (P_{pn}). Z przedstawionych na rys. 5.7 i rys. 5.8 przebiegów wyraźnie widać, że efekt całkowitego napełnienia komory występuje w momencie, gdy

następuje wyprzedzenie wzrostu ciśnienia zasilającego (P_{pn}) przez wzrost ciśnienia w kaniuli wlotowej do komory (P_{in}). Efekt ten jest znacznie bardziej widoczny niż zmiany ciśnienia sterującego. Możliwe jest więc opracowanie algorytmów diagnostycznych na podstawie tych dwóch wartości ciśnienia (P_{pn} oraz P_{in}). Poniżej na rysunkach przedstawiono przebiegi, gdy efekt całkowitego napełnienia komory występuje (rys. 5.9), oraz gdy efekt całkowitego napełnienia nie występuje (rys. 5.10).



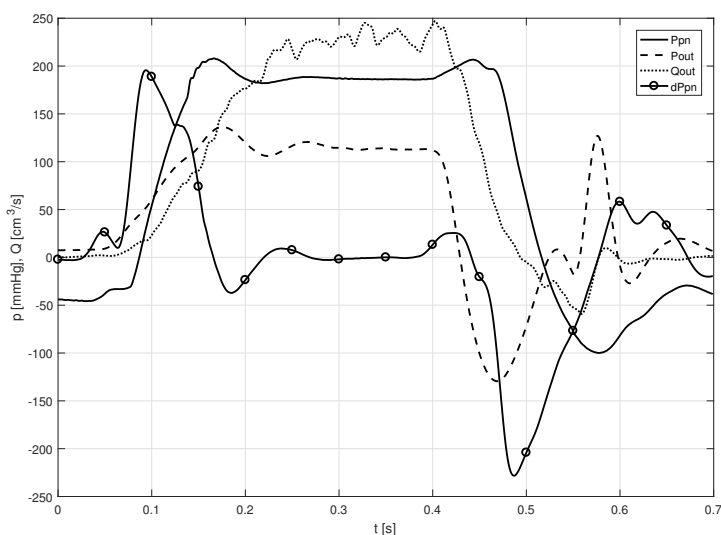
Rysunek 5.9: Przebiegi z zaznaczonym efektem całkowitego napełnienia sztucznej komory serca



Rysunek 5.10: Przebiegi, na których nie jest widoczny efekt pełnego napełnienia sztucznej komory serca

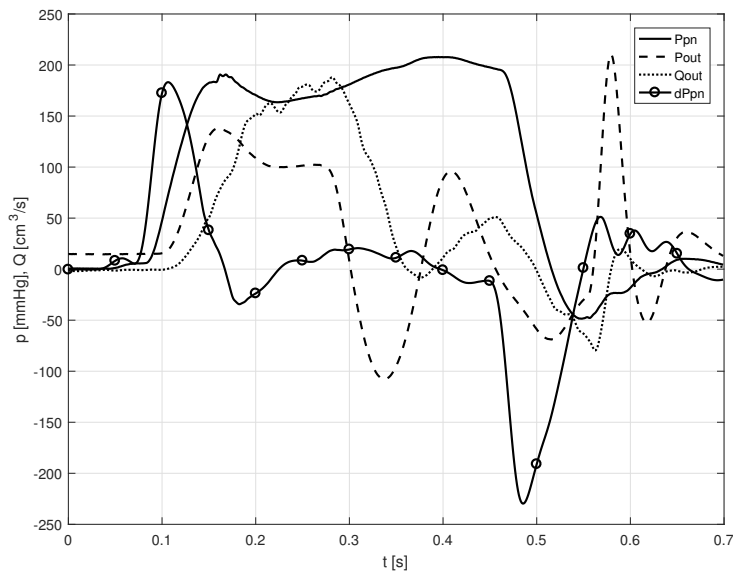
5.6.3 Algorytm detekcji pełnego wyrzutu ze sztucznej komory serca

Efekt całkowitego wyrzutu będzie można rozpoznać podobnie jak efekt całkowitego napełnienia – podczas cyklu roboczego protezy wystąpi efekt napinania membrany, co będzie równoważne zjawisku zwiększenia ciśnienia w części powietrznej sztucznej komory serca (POLVAD), przy jednoczesnym obniżeniu ciśnienia wylotowego P_{out} oraz zmniejszaniu się przepływu wylotowego Q_{out} . Zostało to przedstawione na rys. 5.11.



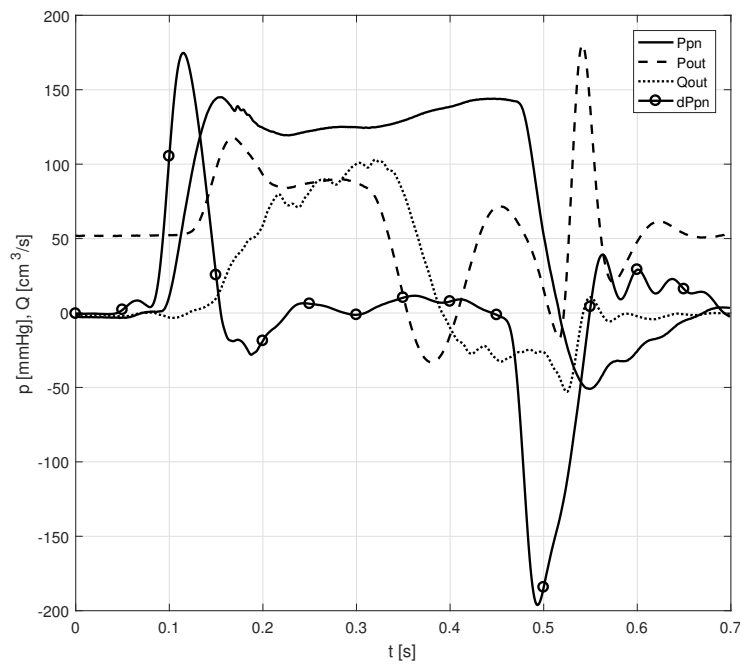
Rysunek 5.11: Cykl wyrzutu dla warunków pracy: Faza pełnego wyrzutu z komory podczas eksperymentu określonego warunkami: $P_{pn\ max} = 200$ [mmHg], $P_{out} = 20$ [mmHg], $P_{pn\ min} = -75$ [mmHg], %SYS = 40 [%], HR = 60 [bpm]

W chwili, gdy membrana w komorze krwistej POLVAD jest całkowicie w położeniu „opróżniona”, następuje sprężyste napinanie membrany, co powoduje podwyższenie ciśnienia P_{pn} , a jednocześnie spada wypływ z komory. Ciecz w kaniuli wylotowej jest hamowana, co powoduje spadek ciśnienia wylotowego P_{out} . Pomimo wzrastającej różnicy $P_{pn} - P_{out}$ maleje wypływ, co może oznaczać wyłącznie fakt początku napinania membrany. Jest to wskaźnik sytuacji – całkowite opróżnienie komory POLVAD. Analizując zmiany pochodnej P_{pn} można zauważyć po rozpoczęciu wyrzutu: duże maksimum, następnie wyraźne, niewielkie minimum, później wartość bliską zeru, a następnie podbicie (membrana opiera się o korpus). Końcowe podbicie może być wskazaniem efektu całkowitego opróżnienia komory POLVAD. Na rys. 5.12 przedstawiony jest przypadek bardzo wyraźnego całkowitego opróżnienia komory – wypływ z komory praktycznie ustaje na 140 [ms] przed zakończeniem fazy dodatniego wysterowania P_{pn} . Strefa narastania ciśnienia P_{pn} jest bardzo długa i trwa 152 [ms]. Wypływ z komory kończy się na 74 [ms] przed wyraźnym spadkiem ciśnienia P_{pn} .



Rysunek 5.12: Przebiegi podczas całkowitego wyrzutu dla cyklu o warunkach pracy: $P_{pn\ max} = 200$ [mmHg], $P_{out} = 20$ [mmHg], $P_{pn\ min} = -25$ [mmHg], $\%SYS = 40$ [%], $HR = 60$ [bpm]

Na rys. 5.13 przedstawiono również bardzo wyraźny przypadek pełnego wyrzutu. Strefa druga dodatnich wartości pochodnej P_{pn} jest dość długa – 106 [ms] i kończy na 60 [ms] przed fazą gwałtownego spadku P_{pn} .



Rysunek 5.13: Przebiegi podczas całkowitego wyrzutu dla cyklu o warunkach pracy: $P_{pn\ max} = 145$ [mmHg], $P_{out} = 60$ [mmHg], $P_{pn\ min} = -25$ [mmHg], $\%SYS = 40$ [%], $HR = 60$ [bpm]

Zamieszczone wyniki wydają się potwierdzać stawianą tezę: można dokonać wyłącznie pomiarów wartości ciśnienia za przetwornikiem E-P (elektro-pneumatycznym) i diagnostyki stanu pracy urządzenia, a zwłaszcza rozstrzygnięcia kwestii – czy występuje pełny wyrzut czy też nie. Wyniki powyższe są cenne, ponieważ w praktyce pomiar ciśnienia zasilania jest jedynym pewnym sygnałem mierzonym w formie przebiegu ciągłego.

5.7 Algorytm adaptacyjny krokowy R0

W kolejnym etapie badań do aplikacji zaproponowano algorytm adaptacyjny krokowy R0. Algorytm sterowania bazuje na testach diagnostycznych opracowanych w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej. W ramach prac zaimplementowane zostały m.in. następujące testy diagnostyczne: test braku pełnego wyrzutu oraz test braku całkowitego napełnienia.

Zgodnie z przedstawionymi w rozdziale 5.6.3 tezami efekt pełnego wyrzutu można rozpoznać, jeżeli podczas cyklu roboczego pompy POLVAD wystąpi efekt napinania membrany, co jest równoważne zjawisku zwiększania ciśnienia w części powietrznej sztucznej komory przy jednoczesnym obniżeniu ciśnienia wylotowego oraz zmniejszaniu się przepływu wylotowego. W chwili, gdy membrana w komorze krwistej POLVAD jest całkowicie w położeniu „opróżniona”, następuje sprężyste napinanie membrany, co powoduje wyraźne podwyższenie ciśnienia zasilania, a jednocześnie spada wypływ z komory. Ciecz w kaniuli wylotowej jest hamowana, co powoduje spadek ciśnienia wylotowego. Pomimo wzrastającej różnicy pomiędzy ciśnieniem zasilania P_{pn} , a ciśnieniem na wyjściu P_{out} z komory maleje wypływ, co może oznaczać wyłącznie fakt początku napinania membrany. Jest to wskaźnik sytuacji – całkowite dopuszczalne opróżnienie komory POLVAD. Do wykrywania tego efektu można wykorzystać zmiany wartości pochodnej ciśnienia zasilającego. Analizując zmiany pochodnej ciśnienia zasilania można zauważyć następujące zmiany wartości: duże maksimum, następnie duże minimum, dodatnią wartość pochodnej, ale o małej amplitudzie oraz pod koniec cyklu ponownie dodatnią wartość pochodnej. Przeprowadzone zostały eksperymenty przy stałym obciążeniu oraz czynnym obciążeniu pompy POLVAD [4].

Jak zostało to przedstawione w rozdziale 5.6.2 efekt całkowitego napełnienia sztucznej komory jest także związany z napinaniem membrany. Faza napełniania trwa ok. 180-200 [ms], przy czym pod koniec fazy napełniania widoczny jest wyraźny wzrost ciśnienia w kaniuli wylotowej powyżej ciśnienia zasilania pneumatycznego. Przy takiej relacji pomiędzy ciśnieniami przepływ do części krwistej komory powinien zachodzić bardzo szybko, natomiast efektu tego nie potwierdzają pomierzone przebiegi. Dlatego nasuwa się wniosek, że musiała wystąpić przyczyna ograniczająca przepływ wlotowy – całkowite napełnienie komory krwistej wraz z napięciem membrany. Podobnie jak w przypadku efektu pełnego wyrzutu zostały przeprowadzone eksperyment przy stałym obciążeniu oraz czynnym obciążeniu pompy POLVAD [3].

W celu usprawnienia działania urządzenia, tj. aby algorytm adaptacji odpowiednio dostosowywał nastawy do warunków hemodynamicznych, algorytm (adapter) musi bazować na odpowiednich informacjach na temat aktualnego stanu systemu pod kątem występowania stanów całkowitego wyrzutu oraz całkowitego wypełnienia. Szczególnie ważne jest ustawienie takich wartości parametrów, aby zapewnić stan całkowitego wyrzutu. W przypadku niepełnego

wyrzutu, komora krwista nie jest całkowicie opróżniana. Stan całkowitego wypełnienia również jest stanem pożądanym. Czas wypełniania komory krwistej powinien być zoptymalizowany i odpowiednio długi tak, aby całkowite wypełnienie wystąpiło tuż przed rozpoczęciem fazy wyrzutu. Jeśli tak nie jest, krew jest przez pewien czas w bezruchu przetrzymywana w komorze, co zwiększa ryzyko powstania zakrzepów. Parametry sygnału ciśnienia SP oraz DP muszą więc być odpowiednio duże, aby zapewnić dynamiczny ruch krwi, nie pozwalający na powstawanie zakrzepów. Należy również mieć na uwadze zużycie energii i rozsądnie je ograniczać. Ważne są też inne aspekty medyczne. Mimo konieczności zapewnienia odpowiedniej dynamiki sterowania, algorytm nie może działać zbyt gwałtownie. Zbyt duże wartości przepływu na wyjściu oraz zbyt duże gradienty ciśnienia powodują niszczenie składników morfologicznych krwi, co jest w oczywisty sposób niedopuszczalne. Algorytm adaptacji ma zatem za zadanie znalezienie odpowiedniego przebiegu sygnału ciśnienia (zależnego od SP , DP i $\%SYS$), który nie powoduje ryzyka zakrzepów i jak najmniej eksploatuje pneumatyczny układ zasilający, przy jednoczesnym spełnianiu wymagań medycznych. Testy diagnostyczne dostarczają nam informacji o stanie sztucznej komory serca w trakcie pracy jednostki sterującej. Obliczenia bazują jedynie na sygnale ciśnienia sterującego, który jest dostępny pomiarowo. W wyniku przeprowadzonych testów diagnostycznych otrzymujemy informację typu bool (prawda/fałsz), tzn. wystąpił pełen wyrzut (1), brak pełnego wyrzutu (0), wystąpiło całkowite napełnienie (1), brak całkowitego napełnienia. Brak jest dokładnej informacji w jakim stanie jest dokładnie sztuczna komora serca (tzn. czy zbliża się do stanu całkowitego napełnienia lub pełnego wyrzutu). Z tego powodu w trakcie opracowywania algorytmu automatycznego doboru nastaw zdecydowano się na wyliczenie statystyki z kilku testów diagnostycznych. Wynik stanowi średnią arytmetyczną z kilku wykonanych testów. Na podstawie tak wyliczonego wskaźnika otrzymano zgrubną informację o stanie pracy sztucznej komory w punktach na granicy wystąpienia efektów pełnego wyrzutu oraz całkowitego napełnienia.

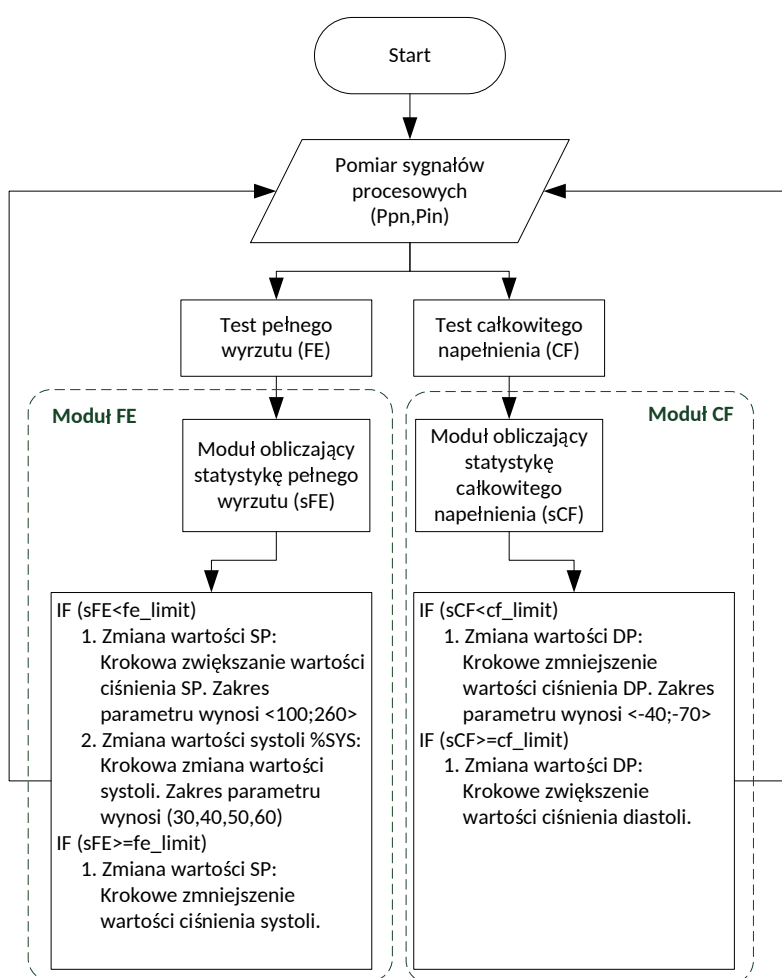
Algorytm automatycznego doboru nastaw został opracowany na bazie wiedzy zgromadzonej podczas licznych serii pomiarowych, które zostały przeprowadzone w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze, oraz na doświadczeniu operatorów jednostki sterującej POLPDU-501 (w zakresie nastawianych parametrów). W wyniku analizy zgromadzonych danych wyróżniono następujące kluczowe parametry algorytmu sterowania:

- ciśnienie systoli (SP),
- ciśnienie diastoli (DP),
- procent systoli ($\%SYS$).

W trakcie opracowywania algorytmu nie uwzględniono częstotliwości pracy sztucznej komory serca (*HR*). Dzięki temu możliwe jest wykorzystanie algorytmu w przypadku, gdy jednostka pracuje w trybie synchronicznym z sygnałem EKG pacjenta. Głównym zadaniem algorytmu automatycznego doboru nastaw jest ciągle monitorowanie stanu pracy sztucznej komory serca oraz odpowiednie korygowanie wymienionych parametrów pracy układu sterowania.

5.7.1 Schemat blokowy algorytmu adaptacyjnego krokowego R0

Sieć działań opracowanego algorytmu adaptacyjnego krokowego R0 została przedstawiona na rysunku 5.14.



Rysunek 5.14: Sieć działań algorytmu adaptacyjnego krokowego R0

Algorytm składa się z dwóch głównych zestawów bloków oznaczonych jako **Moduł FE** oraz **Moduł CF**. Moduł FE ma za zadanie obliczenie statystyk z zadanej liczby testów diagnostycznych oraz na tej podstawie zmianę wartości ciśnienia systoli (*SP*). Jeżeli wynik testów diagnostycznych pełnego wyrzutu jest mniejszy od zadanego limitu (*fe_limit*), co oznacza brak wystąpienia efektu pełnego wyrzutu ze sztucznej komory, następuje zwiększenie

ciśnienia systoli (SP) o zadany krok. Po osiągnięciu maksymalnej wartości ciśnienia oraz w przypadku braku osiągnięcia efektu pełnego wyrzutu z komory, następuje zwiększenie wartości procentu systoli ($\%SYS$) do kolejnej wartości (z listy dostępnych wartości). Dla każdej wartości systoli sprawdzane są wszystkie wartości ciśnienia systoli (SP). Moduł CF działa niezależnie od modułu FE. Jego zadaniem jest zwiększanie wartości ciśnienia diastoli, aż do osiągnięcia całkowitego napełnienia z komory. Wykazano (rozdział 5.3), że wpływ ciśnienia diastoli na rzut minutowy sztucznej komory jest niewielki, jednak zdecydowano się włączyć ten parametr do algorytmu sterującego. Zmniejszanie wartości ciśnienia diastoli może przyczynić się do zmniejszenia zapotrzebowania na energię urządzenia. Wspomniany mechanizm oszczędzania energii został zastosowany zarówno w module CF, jak i FE. Polega on na zwiększaniu ciśnienia diastoli (DP) oraz ciśnienia systoli (SP), w przypadku trwałego osiągnięcia efektów całkowitego napełnienia lub pełnego wyrzutu. Dzięki temu zapobiegamy także efektowi "nasylenia" układu sterowania w przypadku zmiany warunków hemodynamicznych. W przypadku braku wspomnianego mechanizmu, w sytuacji zmniejszenia się obciążenia pompy POLVAD, nastawy SP , DP oraz $\%SYS$ pozostawałyby na zadanym poziomie, chociaż nie jest to konieczne do zapewnienia efektywnego rzutu.

5.7.2 Wyniki działania algorytmu adaptacyjnego krokowego R0 na stanowisku badawczym

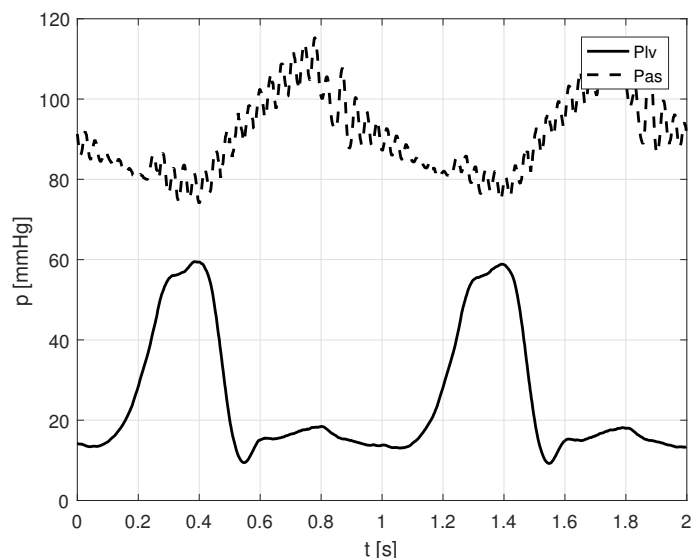
Opracowany algorytm kroczący R0 został zaimplementowany oraz przetestowany na stanowisku badawczym. Zbadano działanie algorytmu dla różnych wartości niewydolności lewej komory serca. Kaniula wlotowa urządzenia wspomagającego została przyłączona do koniuszka lewej komory serca w modelu numerycznym układu krążenia. W pierwszej fazie badań eksperymentalnych przyjęto takie same bazowe wartości parametrów modelu układu krążenia jak w trakcie badań symulacyjnych (tabela 3.4). Działanie algorytmu sterowania sprawdzono dla zestawu parametrów zestawionych w tabeli 5.3.

Tabela 5.3: Zestaw do badań różnych form niewydolności lewej komory, przy badaniach laboratoryjnych układu sterowania adaptacyjnego krokowego R0

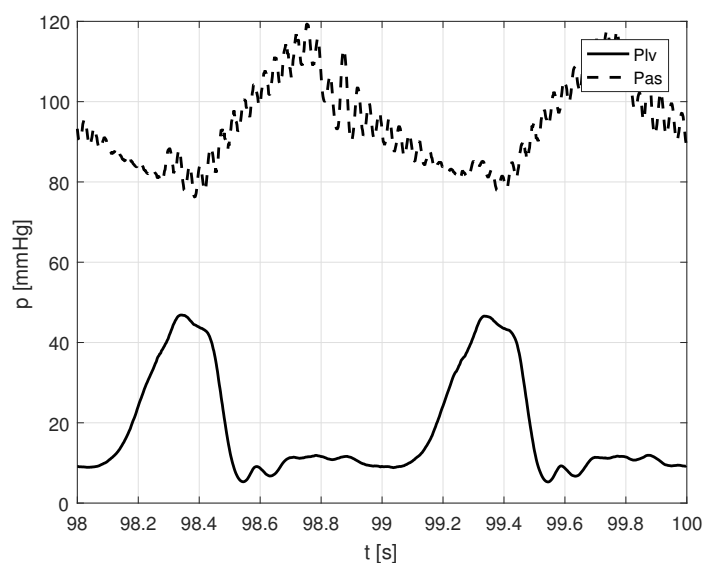
	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8
$V_{0l} [cm^3]$	15	15	15	15	15	15	15	15
$HR [bpm]$	60	60	60	60	60	60	60	60
$H [cm]$	0	0	0	0	-20	-20	-20	-20
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,5	0,67	0,8	1,2	0,5	0,67	0,8	1,2

Dla różnych wartości elastancji lewej komory, sprawdzano także działanie algorytmu sterowania w przypadku zmiany położenia środka ciężkości pompy POLVAD względem położenia środka ciężkości wspomaganego komory. W przypadku obniżenia urządzenia

względem wspomaganej komory zmianie ulega punkt pracy urządzenia. Zmieniają się wartości ciśnień na wlocie oraz wylocie sztucznej komory. Przy obniżaniu urządzenia wspomagającego następuje zwiększenie oporów tłoczenia pompy oraz obniża się obciążenie wstępne. Z tego powodu utrudnione jest uzyskanie efektu pełnego wyrzutu z części krwistej komory. Jednocześnie bardziej widoczny jest efekt całkowitego napełnienia komory. Położenie oznaczono jako H . Przyjęto następujące wartości położenia środka ciężkości urządzenia wspomagającego: $H = 0[cm]$, $H = -20[cm]$.

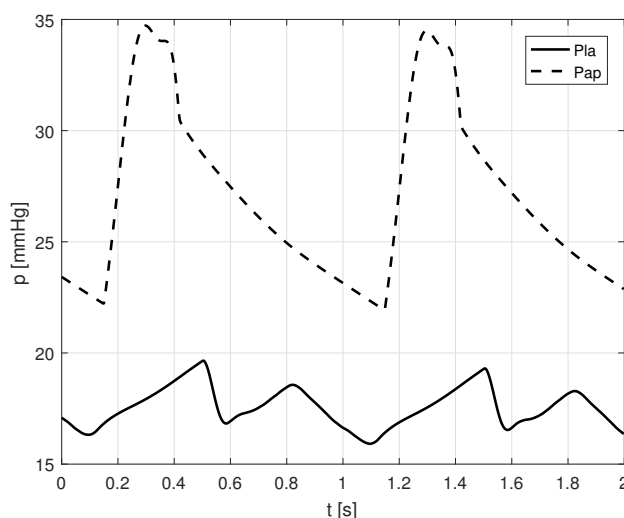


Rysunek 5.15: Przebieg ciśnienia P_{lv} (ciśnienie w lewej komorze) oraz P_{as} (ciśnienie tętnicze systemowe) dla pierwszych 2 [s] działania algorytmu R0 dla przypadku P1

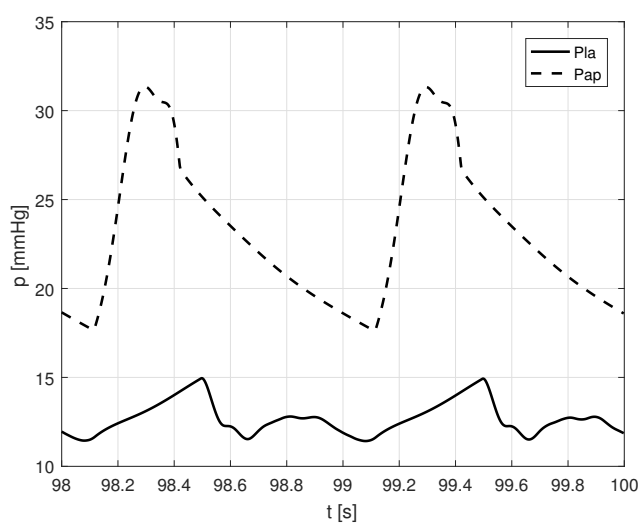


Rysunek 5.16: Przebieg ciśnienia P_{lv} (ciśnienie w lewej komorze) oraz P_{as} (ciśnienie tętnicze systemowe) dla ostatnich 2 [s] działania algorytmu R0 dla przypadku P1

Na rysunkach 5.15 oraz 5.16 przedstawiono wyniki badań w trakcie dwóch pierwszych sekund działania algorytmu oraz dla dwóch ostatnich sekund działania algorytmu. Wyraźnie widzimy, że zmniejszeniu uległo ciśnienie P_{lv} oraz podwyższeniu uległo nieznacznie ciśnienie obciążenia następczego P_{as} . Jest to zgodne z oczekiwaniami, ponieważ w wyniku wspomagania pompą POLVAD, następuje odciążenie wspomaganą komory oraz zwiększenie przepływu w tętnicy aortalnej, a więc także zwiększenie przepływu w krążeniu wieńcowym. Podobne zjawiska można zaobserwować analizując przebiegi ciśnienia w lewym przedsionku oraz krążeniu tętniczym płucnym.

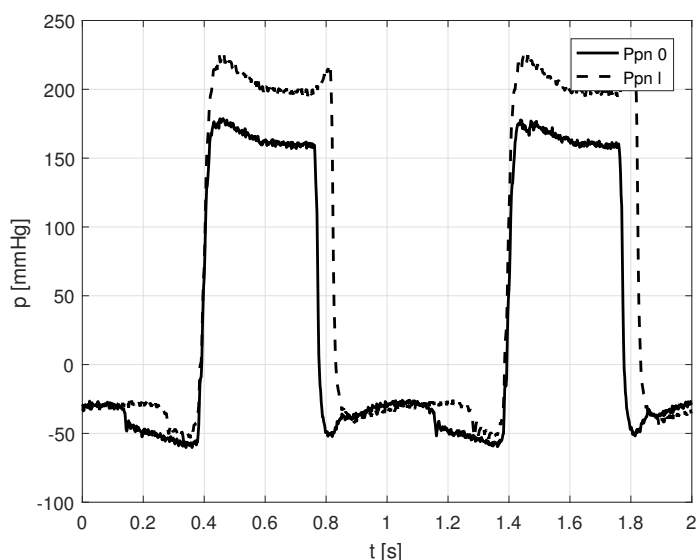


Rysunek 5.17: Przebieg ciśnienia P_{la} (ciśnienie w lewym przedsionku) oraz P_{ap} (ciśnienie tętnicze płucne) dla pierwszych 2 [s] działania algorytmu R0 dla przypadku P1



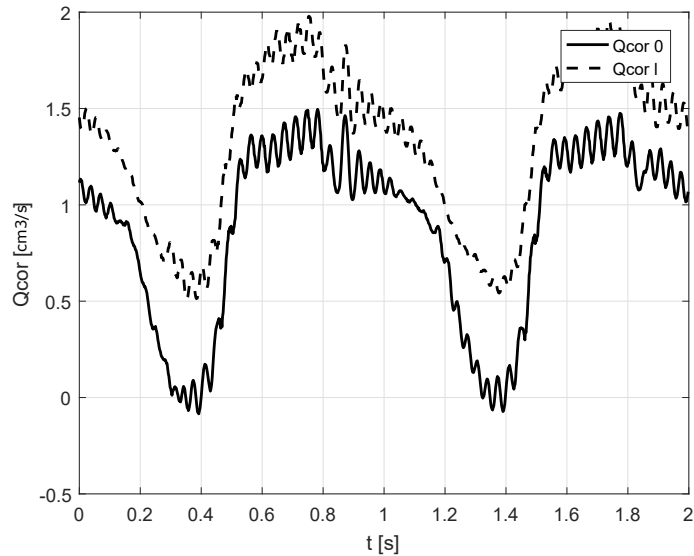
Rysunek 5.18: Przebieg ciśnienia P_{la} (ciśnienie w lewym przedsionku) oraz P_{ap} (ciśnienie tętnicze płucne) dla ostatnich 2 [s] działania algorytmu R0 dla przypadku P1

Analizując przebiegi P_{la} oraz P_{ap} (rys. 5.17 oraz 5.18) z dwóch pierwszych oraz ostatnich sekund (cykli) działania algorytmu wyraźnie widać obniżenie wartości ciśnienia w lewym przedsionku oraz ciśnienia tętniczego płucnego. Związane jest to z pobieraniem części krwi przez urządzenie wspomagające, co powoduje obniżenie ciśnienia przedsionkowego lewej komory.



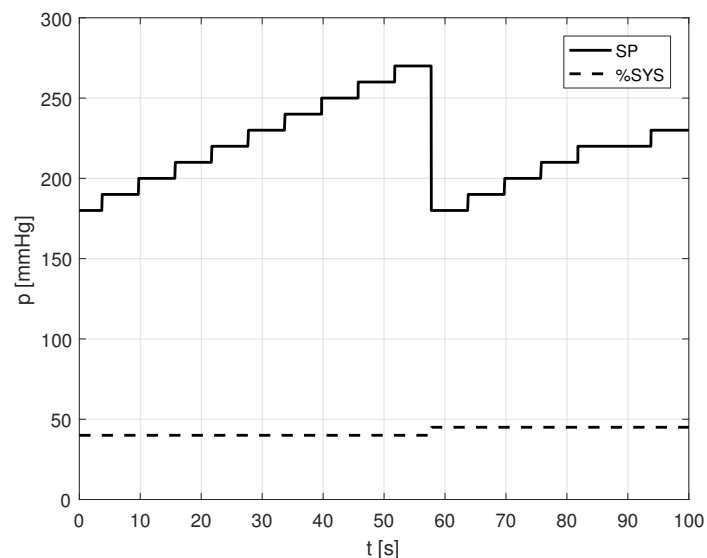
Rysunek 5.19: Przebieg ciśnienia P_{pn} (ciśnienie zasilania) dla pierwszych 2 [s] (Ppn 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Ppn 1) działania algorytmu R0 dla przypadku P1

Na rysunku 5.19 przedstawiono przebieg ciśnienia sterującego dla dwóch pierwszych oraz dwóch ostatnich sekund działania algorytmu krokowego. Zaobserwować można zwiększenie czasu trwania systoli, a więc zwiększenie wartości procentu systoli ($\%SYS$) oraz zwiększenie wartości ciśnienia systoli (SP). Można także zauważyć, na przebiegu ostatnich dwóch cykli działania algorytmu krokowego, wystąpienie efektu całkowitego napełnienia komory krwistej urządzenia wspomagającego oraz efekt pełnego wyrzutu. Wyraźnie widoczne jest zwiększenie wartości ciśnienia sterującego w końcowej fazie trwania fazy wyrzutu ze sztucznej komory. Podobnie sytuacja wygląda w przypadku efektu całkowitego napełnienia, który charakteryzuje się nagłym obniżeniem ciśnienia sterującego w końcowej fazie napełniania się sztucznej komory. Po analizie samego sygnału sterującego można wnioskować o poprawności działania opracowanego algorytmu sterującego.



Rysunek 5.20: Przebieg przepływu Q_{cor} dla pierwszych 2 [s] ($Q_{cor 0}$) oraz dla ostatnich 2 [s] ($Q_{cor 1}$) działania algorytmu R0 dla przypadku P1

W celu oceny skuteczności wspomagania warto przeanalizować wartości średnie poszczególnych zmiennych charakterystycznych dla układu krążenia. Zwłaszcza istotne z punktu widzenia wspomagania, oprócz ciśnień obciążenia, są wartości przepływów w układzie krążenia wieńcowego. Na rysunku 5.20 przedstawiono przebiegi przepływu w krążeniu wieńcowym w dwóch pierwszych oraz ostatnich sekundach działania algorytmu sterowania. Zaobserwować można znaczny wzrost przepływu wieńcowego, co jest spowodowane większym ciśnieniem w aorcie, a zatem znaczną poprawę w efektywności procesu regeneracji niewydolnej komory serca.



Rysunek 5.21: Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P1

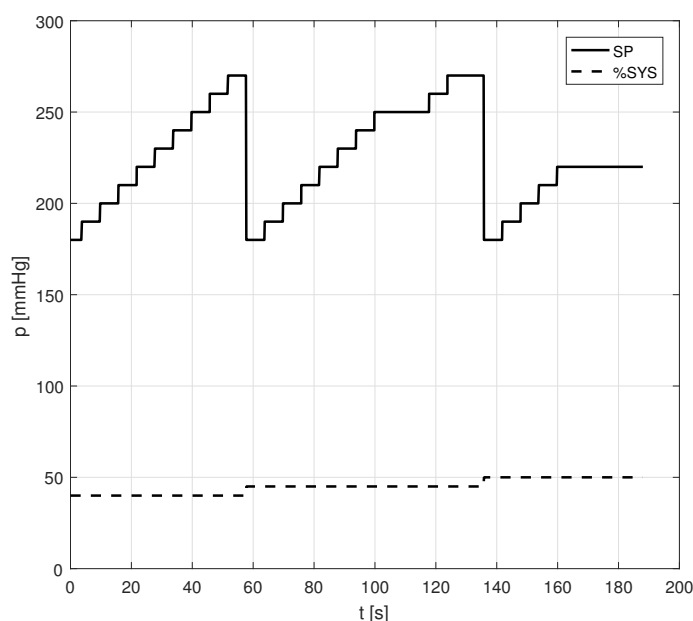
Na rysunku 5.21 przedstawiono przebieg sygnałów sterujących tzn. SP - ciśnienie systoli oraz $\%SYS$ - procent wypełnienia systoli. Zaobserwować można, że czas adaptacji wynosi ok. 100 [s]. W przedstawionym przypadku wykonał się jeden pełny cykl zmiany ciśnienia systoli SP . Po osiągnięciu stabilnego punktu pracy algorytm adaptacyjny nie wpływał znacząco na wartości nastawianych parametrów. W tabeli 5.4 zestawiono wyniki z przeprowadzonych badań dla różnych wartości wspomaganie lewej komory serca oraz dla różnych położeń środka ciężkości urządzenia wspomagającego w stosunku do środka ciężkości niewydolnej komory. Indeksami 0 zostały oznaczone zmienne z pierwszych 10 cykli pracy urządzenia wspomagającego, natomiast indeksem 1 zostały oznaczone zmienne z 10 ostatnich cykli pracy algorytmu krokowego. Algorytm sterowania krokowego został uruchomiony po rejestracji 10 pierwszych cykli, a rejestracja została wyłączona po zarejestrowaniu ostatnich 10 cykli stabilnej pracy (bez dalszych zmian parametrów sterujących).

Tabela 5.4: Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P8 dla algorytmu krokowego R0

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8
$V_{ol} [cm^3]$	15	15	15	15	15	15	15	15
$HR [bpm]$	60	60	60	60	60	60	60	60
$H [cm]$	0	0	0	0	-20	-20	-20	-20
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,5	0,67	0,8	1,20	0,5	0,67	0,8	1,2
$\overline{Q_{out_0}} [l/min]$	3,62	3,68	3,78	2,68	3,17	3,60	3,60	2,80
$\overline{Q_{out_1}} [l/min]$	4,18	4,19	4,46	4,01	4,21	4,24	4,31	4,47
$\overline{P_{as_0}} [mmHg]$	83,41	83,33	81,50	86,79	75,79	81,68	81,68	89,33
$\overline{P_{as_1}} [mmHg]$	94,59	95,79	94,61	88,98	95,23	95,44	95,87	98,64
$\overline{P_{la_0}} [mmHg]$	21,69	20,83	20,92	20,92	22,71	19,79	19,79	15,99
$\overline{P_{la_1}} [mmHg]$	12,93	12,92	16,58	19,27	12,83	12,21	13,47	18,86
$\overline{P_{lv_0}} [mmHg]$	31,40	30,27	35,42	35,42	31,91	29,83	29,83	33,08
$\overline{P_{lv_1}} [mmHg]$	18,95	18,96	29,99	34,74	16,35	18,98	21,02	32,76
$\overline{P_{ra_0}} [mmHg]$	11,69	11,83	11,83	11,83	11,61	12,02	12,02	12,53
$\overline{P_{ra_1}} [mmHg]$	12,96	12,94	12,41	12,07	12,95	12,96	12,86	11,97
$\overline{P_{rv_0}} [mmHg]$	18,00	17,93	18,02	18,02	18,14	17,84	17,84	17,52
$\overline{P_{rv_1}} [mmHg]$	17,12	17,10	17,46	17,75	17,10	17,11	17,16	17,57
$\overline{Q_{as_0}} [cm^3/s]$	68,00	67,76	65,94	65,94	60,75	65,93	65,93	72,71
$\overline{Q_{as_1}} [cm^3/s]$	77,33	78,50	77,98	72,94	77,95	77,28	78,67	82,37
$\overline{Q_{cor_0}} [cm^3/s]$	0,93	0,95	0,83	0,83	0,77	0,92	0,92	1,01
$\overline{Q_{cor_1}} [cm^3/s]$	1,33	1,35	1,16	1,12	1,38	1,33	1,32	1,21

Wyznaczone tendencje zmian wartości średnich poszczególnych zmiennych modelu układu krążenia dla przeprowadzonych badań eksperymentalnych są zgodne z oczekiwaniami. Zaobserwowano polepszenie parametrów hemodynamicznych wspomaganiej, lewej komory. Zwiększeniu uległo ciśnienie w aorcie P_{as} , obniżyło się ciśnienie w lewym przedsionku

P_{la} oraz lewej komorze P_{lv} . Proces wspomagania jest więc prowadzony prawidłowo. Umożliwia uzyskanie w danych warunkach, jak największych wartości przepływu wyjściowego z pompy POLVAD, a więc poprawę przepływów w krążeniu wieńcowym. W przypadku wszystkich badanych przypadków osiągnięto wzrost średnich wartości przepływu wylotowego z urządzenia wspomagającego do poziomu wyższego niż $4 [l/min]$ oraz przepływów w krążeniu wieńcowym powyżej $1,1 [cm^3/s]$. Poprawie uległo także krążenie w prawej części serca (prawa komora oraz przedsionek), które nie były wspomagane. Jest to głównie związane z poprawą krążenia w lewej komorze serca, a więc zmniejszeniem ilości krwi zalegającej w niej. Efekt poprawy warunków hemodynamicznych osiągnięto także dla obniżonego środka ciężkości urządzenia wspomagającego w stosunku do wspomaganiej komory.



Rysunek 5.22: Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P5

Na rysunku 5.22 przedstawiono przebiegi sygnałów sterujących dla badanego przypadku P5. W analizowanej sytuacji nastąpiło co prawda polepszenie warunków hemodynamicznych, jednak znacznie wydłużył się czas adaptacji (do około $200 [s]$). Dopiero po około 200 cyklach pracy nastąpiło osiągnięcie efektu całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu. W zależności od warunków początkowych nastaw parametrów sterujących oraz stanu modelu układu krążenia układ adaptacyjny charakteryzuje się zmiennym w znacznym zakresie czasem adaptacji. Dla analizowanych przypadków różnił się dwukrotnie dla dwóch z nich (P1 oraz P5). Czas adaptacji nie jest w przypadku wspomagania najbardziej istotnym parametrem pracy układu sterowania. Najważniejsze jest końcowe uzyskanie poprawy warunków do najbardziej efektywnego procesu regeneracji mięśnia sercowego. Układ adaptacyjny nie powinien zbyt szybko zmieniać wartości

sterujących. Powinien stopniowo dochodzić do stabilnego punktu pracy, bez nagłych zmian w procesie wspomagania.

5.7.3 Podsumowanie

Opracowany algorytm adaptacji R0 charakteryzuje się długim czasem adaptacji (ok. 100 [s] w przypadku P1) oraz prowadzi do poprawy warunków hemodynamicznych wspomaganej komory dla wszystkich badanych przypadków. Zarówno parametry ciśnieniowe (P_{as} , P_{la} , P_{lv}) uległy poprawie, jak i parametry przepływowe (Q_{out} , Q_{as} , Q_{corr}). Główną wadą opracowanego algorytmu jest fakt, że czas adaptacji bardzo mocno zależy od warunków w układzie krążenia oraz startowych parametrów układu sterowania (SP oraz $\%SYS$). Działanie algorytmu, ze względu na sposób zmian parametrów sterujących, powoduje nagłe zmiany wartości zmiennych hemodynamicznych oraz wpływa na zmianę wartości generowanego przepływu przez urządzenie wspomagające. Niekorzystna sytuacja występuje w przypadku osiągnięcia maksymalnej wartości ciśnienia systoli (SP). W kolejnym kroku zmieniana jest wartość procentu systoli ($\%SYS$) oraz ustawiane na minimalną wartość ciśnienie systoli (SP). Zmiany te powodują pogorszenie warunków wspomagania. Algorytm konsekwentnie przeszukuje całą dostępną przestrzeń nastaw parametrów. Pomimo obliczania statystyki z testów diagnostycznych całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu brak jest dokładnej informacji o stanie sztucznej komory serca. Nie ma informacji, czy następuje zbliżenie do punktu pracy urządzenia zapewniającego całkowite napełnienie oraz pełny wyrzut. Kolejnym etapem badań było znalezienie algorytmów diagnostycznych, które umożliwiłyby w sposób ilościowy analizę stanu całkowitego napełniania lub/i pełnego wyrzutu.

5.8 Algorytm adaptacyjny rozmyty R1

Kolejnym krokiem była próba opracowania algorytmu sterującego bazującego na zależnościach ilościowych pozwalających na oszacowanie aktualnego stanu pracy sztucznej komory serca. Przeprowadzono ponowną analizę dostępnych sygnałów pomiarowych oraz wzajemnych zależności pomiędzy nimi. W wyniku analizy został opracowany nowy test diagnostyczny umożliwiający ilościową ocenę występowania efektu całkowitego napełnienia sztucznej komory. Analizując efekt całkowitego napełnienia na rysunku 5.9, we wcześniejszych badaniach pominięto zależności czasowe pomiędzy poszczególnymi fazami narastania poszczególnych sygnałów. W przypadku efektu całkowitego napełnienia etap wzrostu ciśnienia na wlocie pompy POLVAD P_{in} następuje przed wzrostem ciśnienia sterującego P_{pm} . Jest to symptom wystąpienia efektu napinania membrany w trakcie całkowitego napełnienia komory. W przypadku braku efektu całkowitego napełnienia występuje odwrotna kolejność narastania

przedstawionych ciśnień (rys. 5.10). Istotne są jednak zależności czasowe przedstawionych zjawisk. W przypadku, gdy wzrost ciśnienia P_{in} na wlocie wyprzedza ciśnienie sterujące P_{pn} o około 10-50 [ms] występuje efekt napełniania, ale jest on na granicy występowania tego zjawiska. Zapas czasowy 10-50 [ms] pozwala na zachowanie efektu całkowitego napełniania nawet w przypadku zmian (od kilku do kilkudziesięciu procent) w parametrach modelu układu krążenia. Im większy czas wyprzedzenia ciśnienia wlotowego w stosunku do ciśnienia sterującego, tym membrana bardziej napina się, a więc bardziej widoczny jest efekt całkowitego napełnienia. W przypadku gdy efekt całkowitego napełnienia nie występuje, występują takie same zależności czasowe, jednak w znacznie mniejszym zakresie wartości (rys. 5.10). Czas pomiędzy momentem narastania ciśnienia wlotowego P_{in} a ciśnienia sterującego P_{pn} został dobrany na podstawie badań eksperymentalnych na stanowisku badawczym.

Kolejnym etapem badań, po opracowaniu testu diagnostycznego całkowitego wyrzutu opartego na zależnościach czasowych pomiędzy sygnałem ciśnienia wlotowego P_{in} a ciśnienia sterującego P_{pn} , było opracowanie algorytmu umożliwiającego wykorzystanie zaobserwowanego zjawiska. Zauważono także, że doprowadzenie do sytuacji chwilowego napinania membrany, czyli doprowadzenie do całkowitego napełnienia, ułatwia także osiągnięcie występowania efektu całkowitego wyrzutu z komory. Główną przyczyną jest fakt, że procent systoli (% $SY S$) wpływa zarówno na proces napełniania komory, jak i na wyrzut z komory. Ze względu na trudności z uzyskaniem deterministycznego opisu POLVAD zdecydowano się na wykorzystanie teorii zbiorów rozmytych do syntezy prawa sterowania.

Logika jest zbiorem reguł, które pozwalają na stwierdzenie poprawności zdań wynikających z przesłanek, których stopień poprawności jest znany. Logika rozmyta posiada zdolność opisu zależności w bardzo ogólnej formie zapisanej w postaci reguł:

jeżeli \langle stwierdzenie rozmyte \rangle **to** \langle stwierdzenie rozmyte \rangle

gdzie stwierdzenie rozmyte określone jest na zbiorze funkcji przynależności zdefiniowanych na obszarze fizycznych zmiennych. Stosowane są różne pary operatorów dla etapu rozmywania i wyostrzania. Stwierdzenie występujące jako pierwsze nazywa się przesłanką, a drugie konkluzją bądź następnikiem. Obliczenie wartości wyjściowej odbywa się w trzech etapach: etap rozmywania sygnałów wejściowych, etap wnioskowania rozmytego w oparciu o odpowiednie reguły oraz etap wyostrzania, zatem obliczania wartości wyjściowych.

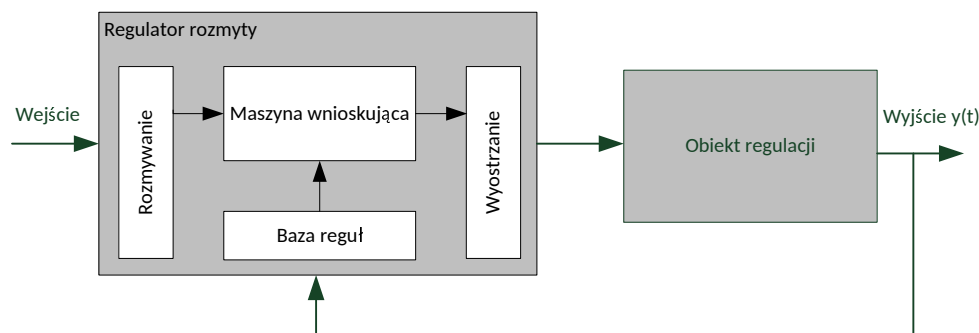
Zbiór rozmyty można przedstawić w postaci:

$$A = (\mu_A(x), x) \quad (5.1)$$

gdzie:

$$\mu_A(x) : x \rightarrow [0, 1] \quad (5.2)$$

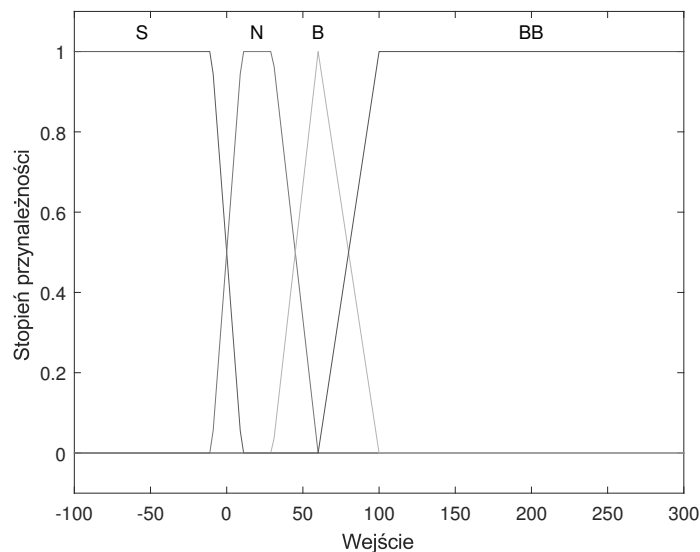
jest funkcją przynależności, która każdemu elementowi x z przestrzeni X przyporządkowuje stopień przynależności $\mu_A(x)$ do danego zbioru rozmytego A . Element x zatem może całkowicie nie należeć do zbioru ($\mu_A(x) = 0$), należeć do niego częściowo ($0 < \mu_A(x) < 1$) lub też należeć do niego całkowicie ($\mu_A(x) = 1$). Wysokością zbioru rozmytego jest $h(A)$, $A \in X$, jest to maksymalna wartość funkcji przynależności dla każdego $x \in X$. Można wykorzystywać różne typy funkcji przynależności: trójkątną, trapezową, dzwonową itd. W trakcie projektowania algorytmu rozmytego zastosowano trapezowe funkcje przynależności. Na rys 5.23 przedstawiono ogólną architekturę wnioskowania regulatora rozmytego.



Rysunek 5.23: Ogólna architektura wnioskowania regulatora rozmytego

Aby regulator mógł spełniać swoją rolę należy na jego wyjściu otrzymać ostrą (pojedynczą) wartość sterującą. Metody otrzymywania wyjścia ostrego można podzielić na wysokościowe oraz obszarowe. Metody wysokościowe opierają się na wysokościach otrzymanych zbiorów, przez co tylko jeden punkt ma wpływ na wynik. Przez to są uznawane za mniej dokładne od obszarowych, które wykorzystują właściwości całego obszaru, a nie tylko punktów charakterystycznych. Metody obszarowe są jednak bardziej złożone obliczeniowo, ponieważ zachodzi konieczność wykonywania obliczeń na obszarach, a nie na punktach.

Ze względu na możliwość sterowania dwuetapowego zdecydowano się na opracowanie dwóch algorytmów rozmytych, oddzielnie algorytmu całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu. Pierwszy algorytm na podstawie wielkości wejściowej w postaci przesunięcia czasowego pomiędzy ciśnieniem wlotowym P_{in} a ciśnieniem sterującym P_{pn} wypracowuje wartość zmiany parametru sterującego $\%SYS$. Na rysunku 5.24 przedstawiono funkcje przynależności dla wejścia.



Rysunek 5.24: Funkcje przynależności dla wejścia algorytmu całkowitego napełnienia

Podzielono wartość wejścia na cztery zbiory rozmyte, które określają wielkość przesunięcia czasowego (wartość wejściowa do algorytmu całkowitego napełnienia) tzn. S - mała wartość przesunięcia czasowego, N - pożądany zakres przesunięcia czasowego, B - duża wartość przesunięcia czasowego, BB - bardzo duża wartość przesunięcia czasowego. Parametry poszczególnych zbiorów rozmytych zostały dobrane w trakcie badań na stanowisku laboratoryjnym.

Poniżej zestawiono zestaw prostych reguł zastosowanych w algorytmie:

Jeżeli \langle Wejście jest S \rangle **to** \langle wyjście mf1 \rangle

Jeżeli \langle Wejście jest N \rangle **to** \langle wyjście mf2 \rangle

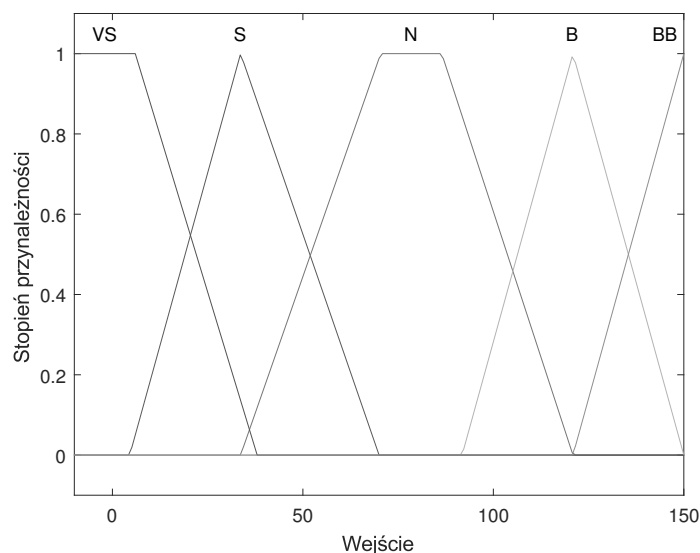
Jeżeli \langle Wejście jest B \rangle **to** \langle wyjście mf3 \rangle

Jeżeli \langle Wejście jest BB \rangle **to** \langle wyjście mf4 \rangle

Wyjście z algorytmu zostało wyostrzone za pomocą następujących wartości: $mf1 = -1$, $mf2 = 0$, $mf3 = 1$, $mf4 = 5$. Wyjście z algorytmu jest krokiem zmiany procentu systoli $\Delta\%SYS$. Zdecydowano się na zastosowanie tylko jednego wejścia ze względu na konieczność oddzielenia algorytmu pozwalającego uzyskać efekt całkowitego napełnienia od algorytmu pełnego wyrzutu.

Zjawiska te są od siebie bardzo zależne, więc połączenie obu tych zjawisk w jednym algorytmie byłoby bardzo trudne. Trudnym zagadnieniem byłoby także określenie kompletnego zestawu reguł dla algorytmu. Zjawiska zachodzące w sztucznej komorze są silnie nieliniowe i z tego powodu czasami ciężko jest ustalić zależności pomiędzy poszczególnymi zmiennymi. Z tego powodu zdecydowano się na zastosowanie dwóch algorytmów rozmytych o bardzo prostych, intuicyjnych regułach.

Jeżeli chodzi o algorytm pełnego wyrzutu to jego konstrukcja jest bardzo zbliżona. Sygnałem wejściowym w tym przypadku jest stopień występowania efektu pełnego wyrzutu obliczany w wyniku testów diagnostycznych (wskaźnik obliczony jest na podstawie wysokości narastania ciśnienia sterującego w końcowej fazie wyrzutu). Na rysunku 5.24 przedstawiono funkcje przynależności dla wejścia algorytmu pełnego wyrzutu.



Rysunek 5.25: Funkcje przynależności dla wejścia algorytmu pełnego wyrzutu

Podzielono wartość wejścia na pięć zbiorów rozmytych, które określają wielkość przesunięcia czasowego (wartość wejściowa do algorytmu całkowitego napełnienia) tzn. *VS* - bardzo mała wartość wskaźnika całkowitego wyrzutu, *S* - mała wartość wskaźnika całkowitego wyrzutu, *N* - pożądany zakres wartości wskaźnika całkowitego wyrzutu, *B* - duża wartość wskaźnika całkowitego wyrzutu, *BB* - bardzo duża wartość wskaźnika całkowitego wyrzutu. Parametry poszczególnych zbiorów rozmytych zostały dobrane w trakcie badań na stanowisku laboratoryjnym. Poniżej przedstawiono zestaw prostych reguł zastosowanych w algorytmie pełnego wyrzutu:

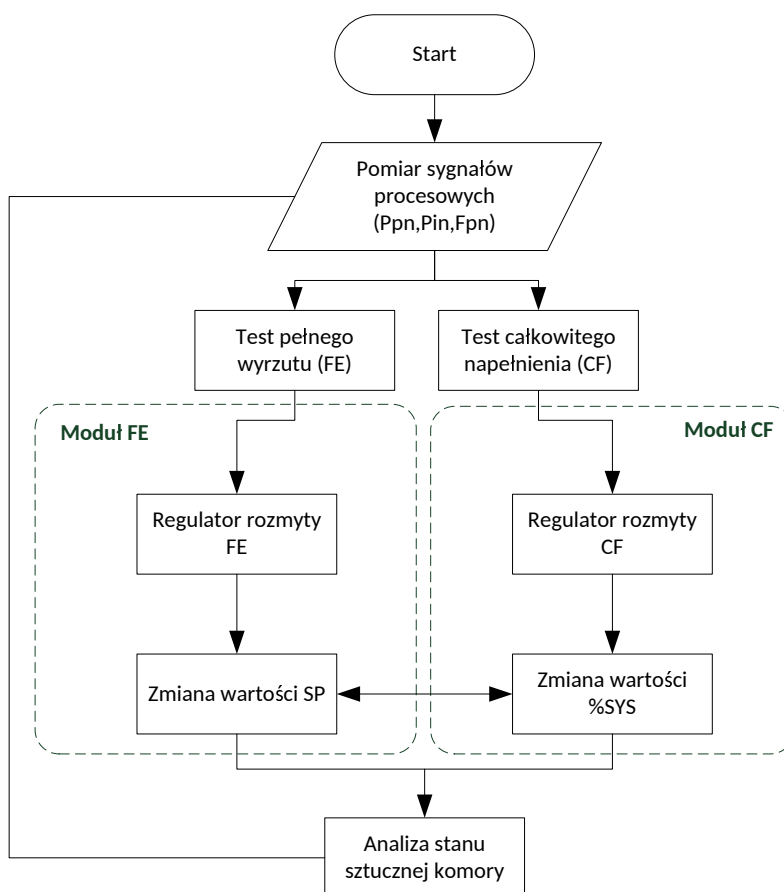
- Jeżeli** \langle Wejście jest *VS* \rangle **to** \langle wyjście *mf1* \rangle
- Jeżeli** \langle Wejście jest *S* \rangle **to** \langle wyjście *mf2* \rangle
- Jeżeli** \langle Wejście jest *N* \rangle **to** \langle wyjście *mf3* \rangle
- Jeżeli** \langle Wejście jest *B* \rangle **to** \langle wyjście *mf4* \rangle
- Jeżeli** \langle Wejście jest *BB* \rangle **to** \langle wyjście *mf5* \rangle

Wyjście z algorytmu zostało wyostrzone w postaci prostej funkcji: $mf1 = 10$, $mf2 = 5$, $mf3 = 0$, $mf4 = -1$, $mf5 = -5$. Wyjście algorytmu jest wielkością zmiany ciśnienia systoli ΔSP .

Parametry przedstawionych algorytmów rozmytych całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu zostały dobrane w wyniku badań doświadczalnych na stanowisku badawczym. W celu uniknięcia nagłych zmian w układzie krążenia oraz w wartościach sygnałów istotnych z punktu widzenia wspomaganie niewydolnej komory (np. rzut minutowy sztucznej komory) zdecydowano się zastosować małe kroki zmian parametrów sterujących (ΔSP oraz $\Delta \%SYS$). Niewielkie zmiany w wartościach sygnałów sterujących nie powodują nagłych zmian w warunkach pracy, jednak przyczyniają się do wydłużenia czasu adaptacji. W naszym wypadku priorytetem jest jednak poprawa warunków hemodynamicznych wspomaganie, przy jednoczesnym unikaniu nagłych zmian warunków prowadzenia procesu wspomaganie niewydolnej komory serca.

5.8.1 Schemat blokowy algorytmu adaptacyjnego rozmytego R1

Sieć działań opracowanego algorytmu rozmytego została przedstawiona na rysunku 5.26.



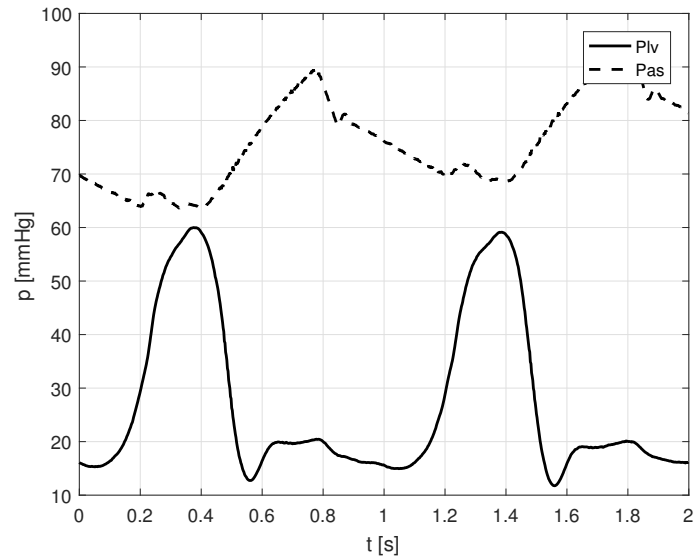
Rysunek 5.26: Sieć działań algorytmu adaptacyjnego rozmytego R1

Podobnie jak w przypadku algorytmu krokowego R0 działanie algorytmu rozmytego R1 odbywa się dwutorowo. Na podstawie testów diagnostycznych całkowitego napełniania (algorytm R1 bazuje na zależnościach czasowych pomiędzy czasem wystąpienia narastania

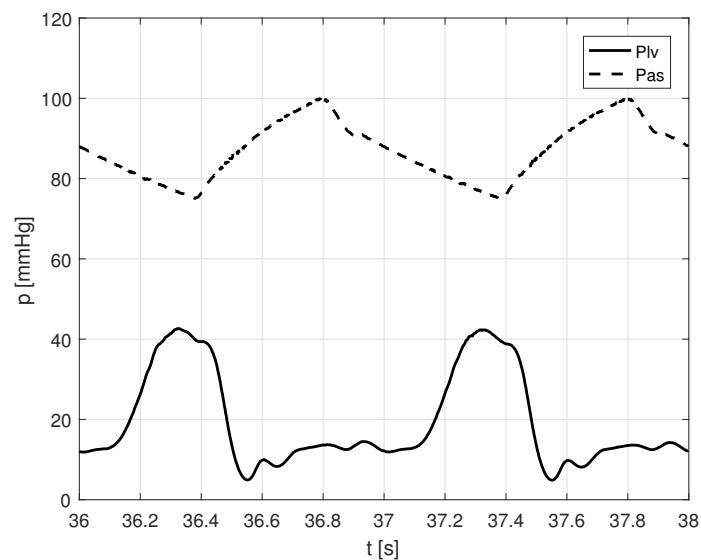
ciśnienia wlotowego P_{in} oraz ciśnienia sterującego P_{pn}) oraz pełnego wyrzutu wyznaczone są wartości wejściowe do algorytmów rozmytych (całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu). Następnie na podstawie wnioskowania rozmytego wyznaczany jest krok dla procentu systoli $\%SYS$ oraz ciśnienia systoli SP . Sterowanie odbywa się dwuetapowo. Dopiero po znalezieniu się w obszarze zbliżania się do granicy występowania efektu całkowitego napełnienia, uruchamiana jest zmiana wartości ciśnienia systoli, a więc toru regulującego wyrzut ze sztucznej komory. Rozdzielenie tych dwóch akcji zapobiega nagłym zmianą warunków pracy urządzenia wspomagającego.

5.8.2 Wyniki działania algorytmu adaptacyjnego rozmytego R1 na stanowisku badawczym

W pierwszym etapie badań zbadano działanie algorytmu rozmytego R1 dla różnych wartości niewydolności lewej komory serca. Kaniula wlotowa urządzenia wspomagającego została przyłączona do punktu modelującego koniuszek lewej komory serca. W pierwszej fazie badań eksperymentalnych przyjęto bazowe wartości parametrów modelu układu krążenia takie same, jak w trakcie badań symulacyjnych (tabela 3.4). Działanie układu sterowania sprawdzono dla zestawu parametrów zestawionych w tabeli 5.3. Poniżej przedstawiono przykładowe przebiegi istotnych z punktu widzenia wspomaganie zmiennych układu krążenia. Na rysunkach 5.27 oraz 5.28 przedstawiono przebiegi ciśnienia we wspomaganej komorze P_{lv} oraz ciśnienia w aorcie P_{as} , czyli obciążenia następczego urządzenia wspomagającego. Pokazane przebiegi dotyczą dwóch pierwszych cykli pracy algorytmu sterowania oraz dwóch ostatnich. Wyraźnie zauważyć można, że nastąpiła poprawa przedstawionych zmiennych hemodynamicznych. Obniżeniu uległa średnia wartość ciśnienia w lewej komorze P_{lv} oraz wzrosła wartość ciśnienia aortalnego P_{as} .

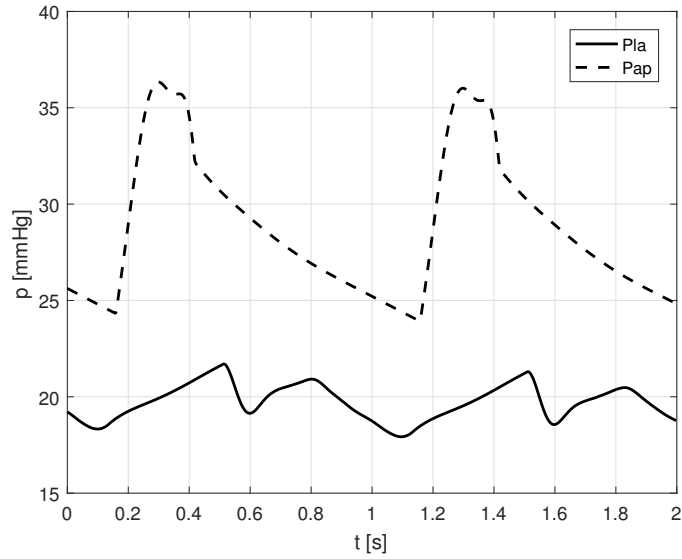


Rysunek 5.27: Przebieg ciśnienia Plv oraz Pas dla pierwszych 2 [s] działania algorytmu R1 dla przypadku P1

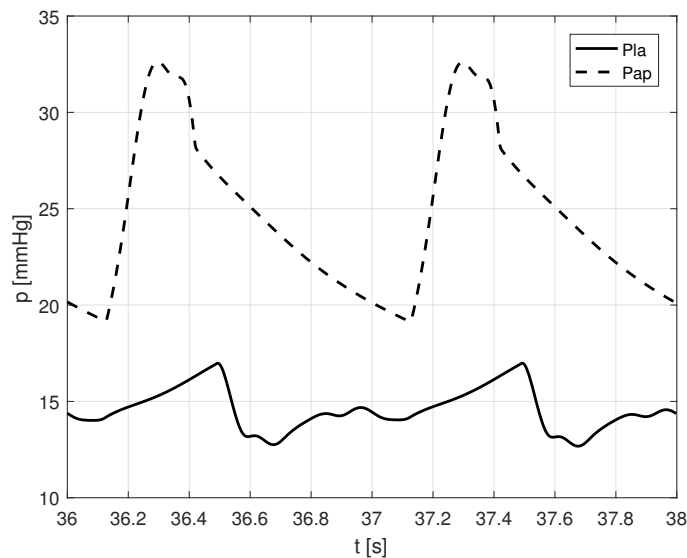


Rysunek 5.28: Przebieg ciśnienia Plv oraz Pas dla ostatnich 2 [s] działania algorytmu R1 dla przypadku P1

Jest to zgodne z oczekiwaniami, ponieważ w wyniku wspomagania pompą POLVAD, następuje odciążenie wspomaganiej komory oraz zwiększenie przepływu w tętnicy aortalnej, a więc także zwiększenie przepływu w krążeniu wieńcowym. Podobne zjawiska można zaobserwować analizując przebiegi ciśnienia w lewym przedsionku oraz krążeniu tętniczym płucnym.



Rysunek 5.29: Przebieg ciśnienia P_{la} oraz P_{ap} dla pierwszych 2 [s] działania algorytmu R1 dla przypadku P1

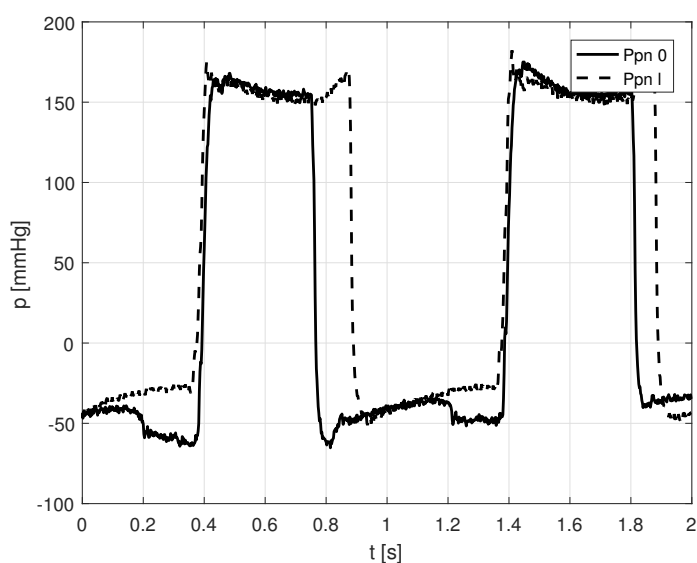


Rysunek 5.30: Przebieg ciśnienia P_{la} oraz P_{ap} dla ostatnich 2 [s] działania algorytmu R1 dla przypadku P1

Analizując przebiegi P_{la}, P_{ap} (rys. 5.29 oraz 5.30) z dwóch pierwszych oraz ostatnich sekund (cykli) działania algorytmu dokładnie widać obniżenie wartości ciśnienia w lewym przedsionku P_{la} oraz ciśnienia tętniczego płucnego P_{ap} . Związane jest to z mniejszym zaleganiem krwi zarówno w lewej komorze, do której przyłączona jest kaniula wlotowa pompy POLVAD, jak i w lewym przedsionku.

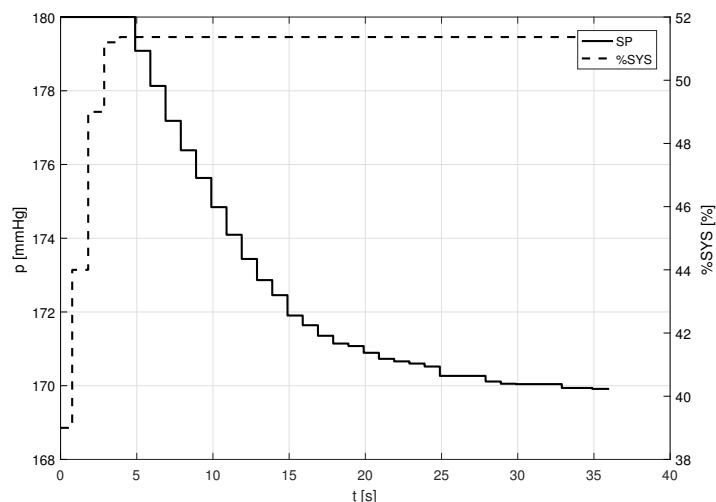
Na rysunku 5.31 przedstawiono przebieg ciśnienia sterującego dla dwóch pierwszych oraz ostatnich sekund działania algorytmu rozmytego R1. Zaobserwować można zwiększenie

czasu trwania systoli, a więc zwiększenie wartości procentu systoli oraz zwiększenie wartości ciśnienia systoli SP . Można także zauważyć na przebiegu ostatnich dwóch cykli działania algorytmu rozmytego R1 zaobserwować wystąpienie efektu całkowitego napełnienia komory krwistej urządzenia wspomagającego oraz efekt pełnego wyrzutu. Wyraźnie widoczne jest zwiększenie wartości ciśnienia sterującego w końcowej fazie trwania fazy wyrzutu ze sztucznej komory. Podobnie sytuacja wygląda w przypadku efektu całkowitego napełnienia, który charakteryzuje się nagłym obniżeniem ciśnienia sterującego w końcowej fazie napełniania się sztucznej komory. Po analizie samego sygnału sterującego można stwierdzić poprawność działania opracowanego algorytmu adaptacyjnego.



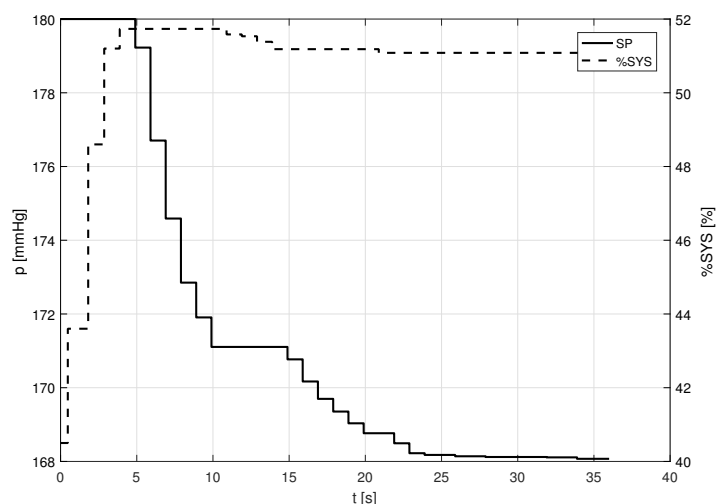
Rysunek 5.31: Porównanie przebiegów ciśnienia P_{pn} dla pierwszych 2 [s] (Ppn 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Ppn I) działania algorytmu R1 dla przypadku P1

Analizując przebieg zmian sygnałów sterujących (rys. 5.32) dla algorytmu rozmytego R1 dla przypadku P1 widać wyraźnie, że zmniejszeniu uległ znacznie czas adaptacji (wynosi ok. 35 [s]). Algorytm dla przypadku P1 potrzebuje więc ok. 35 cykli do osiągnięcia fazy stabilnej pracy. Główną przyczyną przyspieszenia pracy algorytmu adaptacyjnego jest zastosowanie algorytmu diagnostycznego całkowitego napełnienia bazującego na zależnościach czasowych pomiędzy sygnałami. Zmiany systoli występują w pierwszych 5 cyklach pracy algorytmu sterowania, po czym następuje ich stabilizacja. Dłużej trwa proces dostosowania pracy układu do stabilizacji efektu całkowitego wyrzutu. W przedstawionym przypadku widać, że po osiągnięciu efektu całkowitego napełnienia występuje już efekt pełnego wyrzutu. Algorytm w wyniku zmian powoduje obniżenie wartości ciśnienia systoli, co skutkuje oszczędnościami energii zużywanej przez urządzenie oraz osiągnięciem efektywnego punktu pracy pompy POLVAD.

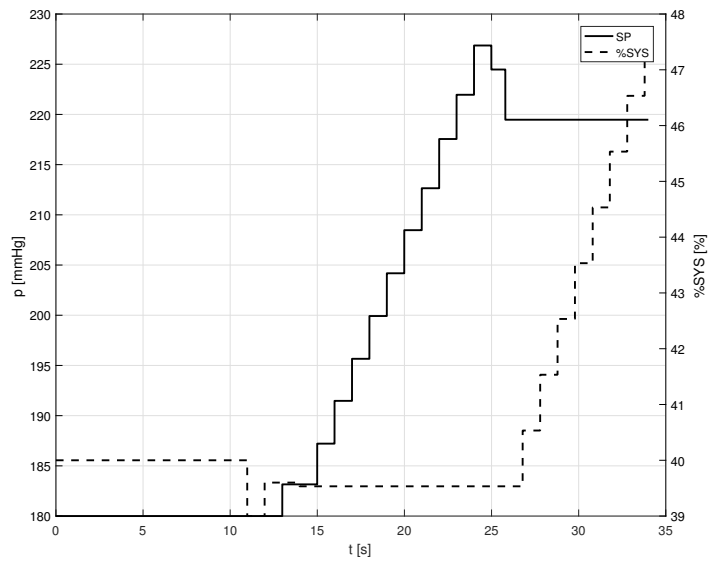


Rysunek 5.32: Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy algorytmu R1 dla przypadku P1

Na rysunku 5.33 widzimy przebieg parametrów sterujących dla przypadku P2. Ponownie zaobserwować można osiągnięcie punktu stabilnej pracy po ok. 35 [s] działania algorytmu adaptacyjnego. W tym przypadku jednak zauważalne jest zmniejszenie wartości systoli po kilku sekundach, co jest związane z szybką zmianą ciśnienia systoli. Takie szybkie zmiany ciśnienia systoli prowadzą do zaburzenia w równowadze pomiędzy systolą, a diastolą. Najważniejszy jest jednak fakt, że zjawisko to nie wpłynęło istotnie na czas adaptacji.



Rysunek 5.33: Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P2



Rysunek 5.34: Przykładowy przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P8

Na rysunku 5.34 przedstawiono przebiegi korygowanych parametrów w przypadku zmiany środka ciężkości urządzenia wspomagającego względem środka wspomagannej komory serca. Obserwuje się wzrost zarówno ciśnienia systoli, jak i procentu systoli. Podobnie jednak jak w przypadkach poprzednich stabilizacja pracy sztucznej komory następuje po ok. 35 [s]. Stwierdzić więc można, że zmiany warunków obciążenia sztucznej komory nie wpływają istotnie na czas adaptacji. Wpływają natomiast bardzo istotnie na poziom zwłaszcza ciśnienia systoli SP sztucznej komory. Obniżenie położenia urządzenia wspomagającego względem wspomagannej komory jest związane ze znacznym wzrostem obciążenia na wylocie pompy. Znacznie trudniej jest więc, z punktu widzenia pompy POLVAD, osiągnąć efekt pełnego wyrzutu z komory POLVAD.

Tabela 5.5: Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P8 dla algorytmu rozmytego R1

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8
$V_{0l} [cm^3]$	15,00	15,00	15,00	15,00	15,00	15,00	15,00	15,00
$HR [bpm]$	60,00	60,00	60,00	60,00	60,00	60,00	60,00	60,00
$H [cm]$	0,00	0,00	0,00	0,00	-20,00	-20,00	-20,00	-20,00
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,50	0,67	0,80	1,20	0,50	0,67	0,80	1,20
$\overline{P_{lv_0}} [mmHg]$	31,40	30,27	35,42	35,42	31,91	29,83	29,83	33,08
$\overline{P_{lv_l}} [mmHg]$	19,37	19,72	20,25	26,87	18,23	18,92	21,30	23,46
$\overline{P_{as_0}} [mmHg]$	83,41	83,33	81,50	86,79	75,79	81,68	81,68	89,33
$\overline{P_{as_l}} [mmHg]$	87,05	87,00	86,50	86,74	85,20	86,68	86,61	89,22
$\overline{P_{la_0}} [mmHg]$	21,69	20,83	20,92	20,92	22,71	19,79	19,79	15,99
$\overline{P_{la_l}} [mmHg]$	14,55	14,74	14,59	17,56	14,93	14,10	14,79	16,74
$\overline{P_{rv_0}} [mmHg]$	18,00	17,93	18,02	18,02	18,14	17,84	17,84	17,52
$\overline{P_{rv_l}} [mmHg]$	17,45	17,47	17,51	17,81	17,50	17,42	17,49	17,59
$\overline{P_{ra_0}} [mmHg]$	11,69	11,83	11,83	11,83	11,61	12,02	12,02	12,53
$\overline{P_{ra_l}} [mmHg]$	12,86	12,82	12,89	12,46	12,79	12,94	12,85	12,40
$\overline{Q_{out_0}} [l/min]$	3,62	3,68	3,78	2,68	3,17	3,60	3,60	2,80
$\overline{Q_{out_l}} [l/min]$	4,17	4,16	4,17	4,20	3,99	4,17	4,06	4,23
$\overline{Q_{cor_0}} [cm^3/s]$	0,93	0,95	0,83	0,83	0,77	0,92	0,92	1,01
$\overline{Q_{cor_l}} [cm^3/s]$	1,17	1,17	1,15	1,06	1,16	1,17	1,13	1,16
$\overline{Q_{as_0}} [cm^3/s]$	68,00	67,76	65,94	65,94	60,75	65,93	65,93	72,71
$\overline{Q_{as_l}} [cm^3/s]$	70,19	70,19	69,63	70,36	68,51	69,74	69,81	72,79

W tabeli 5.5 zestawiono wyniki z przeprowadzonych badań dla różnych wartości wspomaganie lewej komory serca oraz dla różnych położenia środka ciężkości pompy POLVAD w stosunku do środka ciężkości niewydolnej komory. Indeksami 0 zostały oznaczone zmienne z pierwszych 10 cykli pracy urządzenia wspomagającego, natomiast indeksem l zostały oznaczone zmienne z 10 ostatnich cykli pracy algorytmu rozmytego R1. Podczas testów algorytm R1 został uruchomiony po rejestracji 10 pierwszych cykli oraz wyłączony po zarejestrowaniu ostatnich 10 cykli stabilnej pracy (bez istotnej zmiany parametrów sterujących).

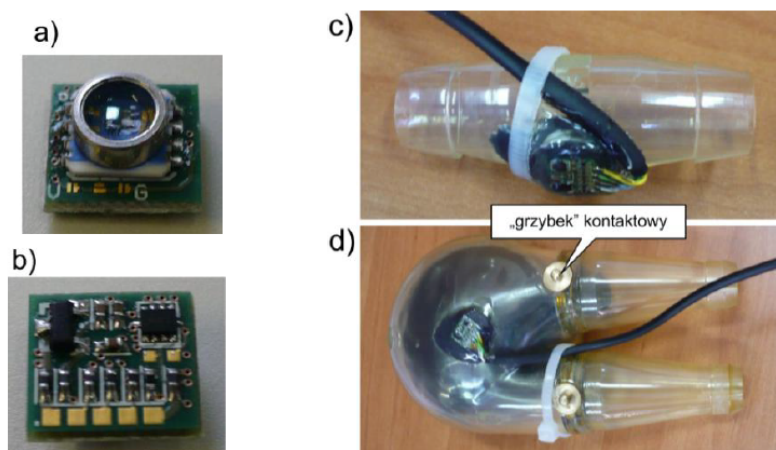
5.8.3 Podsumowanie

Przeprowadzone badania na stanowisku z układem krążenia hybrydowego pozwalają stwierdzić, że opracowany algorytm rozmyty R1 charakteryzuje się dużą odpornością na zmiany w układzie krążenia. Zbadano działanie algorytmu sterowania dla różnych wartości niewydolności wspomaganie komory. Wykazano także, że zmiany położenia pompy POLVAD względem wspomaganie komory nie wpływają w istotny sposób na czas adaptacji oraz osiągnięte wartości średnie zmiennych hemodynamicznych (ciśnienia oraz przepływy w modelu układu

krażenia). We wszystkich badanych przypadkach nastąpiło zwiększenie wartości średnich przepływów w układzie krążenia wieńcowego, co skutkuje efektywnym prowadzeniem procesu regeneracji niewydolnej komory.

5.9 Algorytm adaptacyjny rozmyty R2

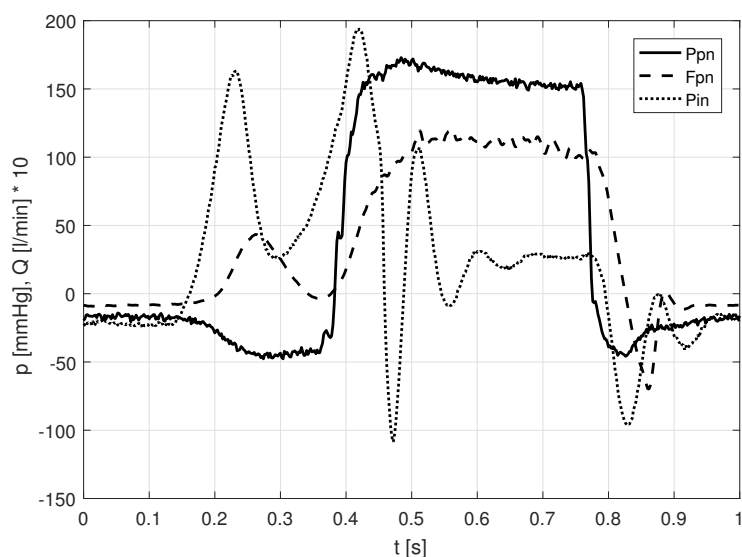
Główną wadą opracowanego algorytmu rozmytego R1 jest fakt, że do wyznaczenia testu diagnostycznego całkowitego napełnienia wykorzystuje się sygnał ciśnienia wlotowego sztucznej komory serca. Urządzenie wspomagające (POLVAD) nie jest w tej chwili wyposażone w tego typu pomiar. Nie istnieją także komercyjnie dostępne tego typu czujniki pomiarowe (charakteryzujące się małymi rozmiarami oraz możliwością pomiaru niewielkich wartości ciśnień). W ramach "Programu Polskie Sztuczne Serce" została opracowana technika pomiaru istotnych parametrów biomedycznych w protezie serca. Prace prowadzone były przez Instytut Techniki i Aparatury Medycznej ITAM w Zabrze oraz Instytut Metrologii i Inżynierii Biomedycznej Politechniki Warszawskiej. Na rysunku 5.35 przedstawiono czujnik montowany na króćcu pomiarowym do pomiaru m.in. wartości ciśnienia.



Rysunek 5.35: Widok czujnika pomiarowego od strony dolnej (a), górnej (b), płytki drukowanej (c) po montażu na króćcu pomiarowym (c) oraz w komorze krwistej (d) [133]

Zaprojektowany oraz wykonany czujnik charakteryzuje się wysoką dokładnością pomiarową oraz odpornością na zakłócenia elektromagnetyczne [85, 134]. Został wykonany w oparciu o czujnik ciśnienia MS5407 oraz miniaturowy 16-bitowy przetwornik analogowo-cyfrowy. Opracowane czujniki oraz metody pomiaru mają charakter innowacyjny, głównie z powodu dedykowanego zastosowania w sztucznej komorze wspomagania POLVAD. Pomimo wysokiej dokładności proponowane rozwiązanie techniczne nie jest aktualnie planowane do zastosowania w docelowej wersji sztucznej komory serca. Zatem sygnał w aktualnej wersji nie będzie dostępny.

Z tego powodu zdecydowano się na modyfikację algorytmu diagnostycznego całkowitego napełniania w celu zastąpienia sygnału ciśnienia wlotowego na inny sygnał umożliwiający ocenę ilościową efektu całkowitego napełnienia, który jednocześnie będzie łatwo dostępny przy pomocy komercyjnie dostępnych urządzeń pomiarowych. W wyniku analizy dostępnych potencjalnie pomiarów wybrano pomiar przepływu na kaniuli sygnału sterującego (pneumatycznego). Wybrano przepływomierz FSM2 firmy CKD o zakresie pomiarowym 50 [l/min]. Zastosowano większy zakres pomiarowy niż jest wymagany ze względu na redukcję występującego na czujniku pomiarowym spadku ciśnienia. Na rysunku 5.36 przedstawiono przebieg sygnałów ciśnienia wlotowego P_{in} , ciśnienia sterującego P_{pn} oraz przepływu na kaniuli sygnału sterującego F_{pn} .



Rysunek 5.36: Przebieg ciśnienia wlotowego P_{in} , ciśnienia sterującego P_{pn} oraz przepływu na kaniuli sygnału sterującego F_{pn} w przypadku wystąpienia efektu całkowitego napełnienia

Zaobserwowano, że w przypadku sygnału przepływu podobnie jak w przypadku ciśnienia wlotowego istnieje zależność czasowa pomiędzy momentem narastania przepływu F_{pn} , a momentem narastania ciśnienia sterującego P_{pn} . Na przepływie widoczny jest więc moment narastania ciśnienia w kaniuli wlotowej. Oczywiście moment narastania jest następstwem zwiększenia się ciśnienia, więc wzrost przepływu w kaniuli sygnału sterującego następuje po wzroście ciśnienia. Przesunięcie występowało przy wszystkich przebadanych warunkach obciążenia sztucznej komory serca, jest to zatem zjawisko powtarzalne. Także wartość przesunięcia czasowego występującego pomiędzy sygnałami wynosiła kilkadziesiąt milisekund. Ze względu na fakt, że możliwe jest zastosowanie przepływomierza w dostępnym obecnie urządzeniu oraz poprzednich wersjach sterownika, zdecydowano się na zastąpienie sygnału ciśnienia wlotowego sygnałem przepływu na kaniuli sygnału sterującego. Ponownie

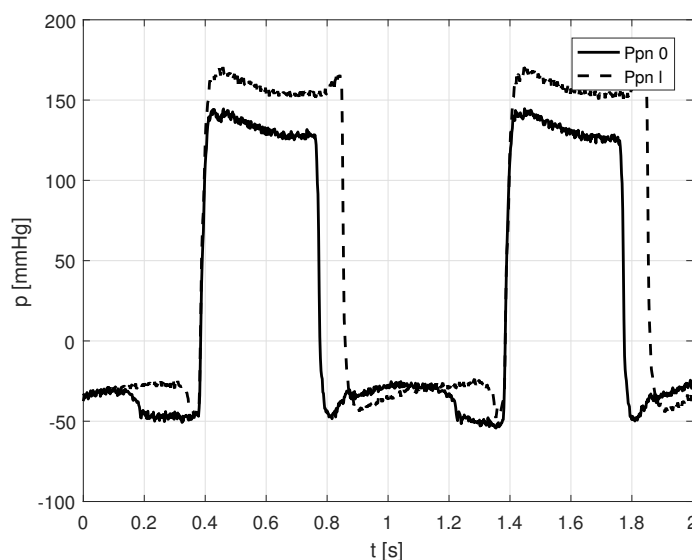
zaprojektowano test diagnostyczny bazujący na sygnale przepływu oraz zaimplementowano nową wersję algorytmu rozmytego R2.

W pierwszej kolejności przeprowadzono badania weryfikacyjne algorytmu przy pomocy hybrydowego układu krążenia wraz z połączoną sztuczną komorą serca, przy wspomaganiu koniuszkowym oraz w trybie synchronicznym z sygnałem EKG. Zestaw badanych parametrów został przedstawiony w tabeli 5.6.

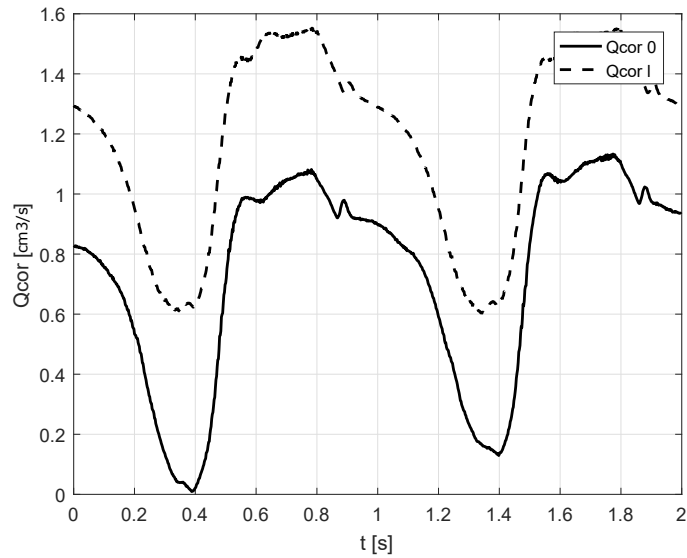
Tabela 5.6: Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P1-P6)

	P1	P2	P3	P4	P5	P6
$V_{0l} [cm^3]$	15	15	15	15	15	15
$HR [bpm]$	60	60	60	60	60	60
$H [cm]$	0	0	0	-20	-20	-20
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0.5	0.7	1.2	0.5	0.7	1.2

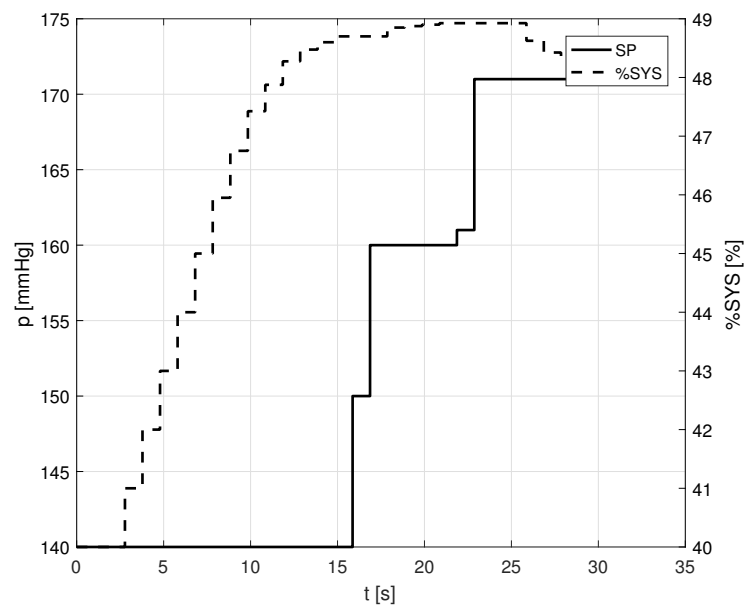
Algorytm został zbadany w szerokim zakresie zmian wartości elastancji lewej komory serca oraz dla zmiany położenia środka ciężkości urządzenia wspomagającego względem położenia bazowego. Przykładowe wyniki działania algorytmu przedstawiają rysunki 5.37, 5.38 oraz 5.39. Analizując przebieg sygnału sterującego dla dwóch pierwszych oraz dwóch ostatnich sekund działania algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 można zaobserwować wystąpienie zarówno efektu całkowitego napełnienia komory krwistej, jak i efekt pełnego wyrzutu z pompy POLVAD (rys.5.37). Nastąpił wzrost procentu wypełniania systoli oraz nieznaczny spadek wartości ciśnienia systoli.



Rysunek 5.37: Przebieg ciśnienia P_{pn} dla pierwszych 2 [s] (Ppn 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Ppn 1) działania algorytmu R2 dla przypadku P1



Rysunek 5.38: Przebieg przepływu Q_{cor} dla pierwszych 2 [s] ($Q_{cor 0}$) oraz dla ostatnich 2 [s] ($Q_{cor 1}$) działania algorytmu R2 dla przypadku P1



Rysunek 5.39: Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P1

Na rysunku 5.38 widoczny jest także wyraźny wzrost wartości przepływu w układzie krążenia wieńcowego, co jest wskaźnikiem osiągnięcia prawidłowych warunków hemodynamicznych do regeneracji wspomaganą komory serca. Przebiegi zmiany parametrów (nastaw), tzn. procentu systoli $\%SYS$ oraz ciśnienia systoli SP są bardzo zbliżone do wartości uzyskiwanych przy wykorzystaniu algorytmu rozmytego R1. Jest to zgodne z oczekiwaniami, ponieważ oba algorytmy bazują na tej samej zależności czasowej. Czas adaptacji w przypadku

algorytmu rozmytego R2 także wynosi ok. 35 [s] (rys. 5.39). Dla wszystkich badanych przypadków algorytm adaptacyjny R2 doprowadził do osiągnięcia stabilnego stanu pracy sztucznej komory w podobnym czasie. Zauważyć należy, że w przypadku zmiany położenia środka ciężkości sztucznej komory serca względem komory wspomaganej algorytm osiąga stan pożądany (P4-P6). W tabeli 5.7 zestawiono wartości średnie poszczególnych, istotnych z punktu widzenia wspomagania, zmiennych układu krążenia oraz zmiennych związanych z urządzeniem wspomagającym. W każdym z analizowanych przypadków widzimy wyraźny wzrost przepływu wylotowego z pompy POLVAD (w wyniku adaptacji wzrasta do ok. 4 [l/min]). Następuje także wyraźny wzrost średniej wartości przepływu w krążeniu wieńcowym (jako efekt zwiększenia przepływu w krążeniu tętnicznym systemowym). Zgodnie z oczekiwaniami, dla każdego z analizowanych przypadków, nastąpiło zwiększenie ciśnienia w aorcie P_{as} oraz zmniejszenia ciśnienia w lewej komorze P_{lv} oraz lewym przedsionku P_{la} . Wyraźny jest więc efekt odciążenia wspomaganej lewej komory serca.

Tabela 5.7: Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P6 dla algorytmu R2

	P1	P2	P3	P4	P5	P6
V_{ol} [cm^3]	15	15	15	15	15	15
HR [bpm]	60	60	60	60	60	60
H [cm]	0	0	0	-20	-20	-20
E_{maxl}	0,5	0,7	1,2	0,5	0,7	1,2
$\overline{P_{lv_0}}$ [$mmHg$]	27,15	28,34	33,86	28,80	32,44	34,67
$\overline{P_{lv_1}}$ [$mmHg$]	19,12	21,02	30,62	19,05	21,89	29,81
$\overline{P_{as_0}}$ [$mmHg$]	75,13	72,97	81,76	74,74	76,14	82,89
$\overline{P_{as_1}}$ [$mmHg$]	87,30	86,81	87,32	86,23	86,58	88,13
$\overline{P_{la_0}}$ [$mmHg$]	21,31	19,29	20,52	23,25	22,66	19,26
$\overline{P_{la_1}}$ [$mmHg$]	15,28	15,46	19,72	15,59	16,10	18,76
$\overline{P_{rv_0}}$ [$mmHg$]	18,12	17,91	17,92	18,29	18,19	17,80
$\overline{P_{rv_1}}$ [$mmHg$]	17,48	17,54	17,90	17,54	17,60	17,83
$\overline{P_{ra_0}}$ [$mmHg$]	11,90	12,31	12,06	11,61	11,70	12,20
$\overline{P_{ra_1}}$ [$mmHg$]	12,67	12,71	12,09	12,65	12,60	12,22
$\overline{Q_{out_0}}$ [cm^3/s]	3,66	3,38	3,77	3,56	3,27	2,98
$\overline{Q_{out_1}}$ [cm^3/s]	4,10	4,10	4,22	4,02	4,01	4,15
$\overline{Q_{cor_0}}$ [cm^3/s]	0,83	0,76	0,85	0,80	0,77	0,86
$\overline{Q_{cor_1}}$ [cm^3/s]	1,19	1,15	1,01	1,17	1,13	1,04
$\overline{Q_{as_0}}$ [cm^3/s]	59,75	57,28	66,00	59,73	61,01	66,93
$\overline{Q_{as_1}}$ [cm^3/s]	70,65	70,15	71,36	69,64	70,04	71,98

W trakcie przeprowadzonych badań wykazano, że możliwe jest zastąpienie sygnału ciśnienia wlotowego przy określaniu stopnia występowania efektu całkowitego napełnienia przez sygnał przyływu powietrza w kaniuli drenu zasilającego. Uzyskane rezultaty z badań pozwalają twierdzić, że zmiana nie wpływa istotnie z punktu widzenia wspomagania na wartości osiąganych przepływów wylotowych generowanych przez urządzenie wspomagające oraz na warunki hemodynamiczne wspomagania.

Kolejnym etapem badań było zweryfikowanie działania algorytmu sterowania w przypadku zmian wartości częstotliwości pracy modelu układu krążenia. Częstotliwość pracy serca jest równoważna z częstotliwością pracy urządzenia wspomagającego ze względu na pracę w trybie synchronicznym z sygnałem EKG.

5.9.1 Badanie wpływ zmiany częstotliwości pracy serca na działanie algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2

W celu zbadania wpływu częstotliwości pracy serca HR , na działanie algorytmu rozmytego R2 dokonano badań eksperymentalnych na stanowisku badawczym. Podobnie jak w poprzednich eksperymentach przyjęto bazowe wartości parametrów (tabela 3.4) oraz przeprowadzono badania dla zestawu nastaw przedstawionych w tabeli 5.8.

Tabela 5.8: Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P7-P13)

	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13
$V_{0l} [cm^3]$	15	15	15	15	15	15	15
$HR [bpm]$	50	55	60	65	70	75	80
$H [cm]$	0	0	0	0	0	0	0
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,67	0,67	0,67	0,67	0,67	0,67	0,67

Przyjęte wartości częstotliwości HR zmieniane były w zakresie wartości typowych dla spoczynku. Oczywiście w przypadku aktywności wartość częstotliwości pracy serca może wzrosnąć nawet powyżej 120-140 [bpm], jednak sytuacja ta ma miejsce w przypadku ludzi zdrowych. Ponadto w przypadku pracy urządzenia przy większych częstotliwościach (większych niż 90) w większości przypadków nie jest możliwe osiągnięcie występowania jednocześnie efektu całkowitego napełnienia oraz efektu pełnego wyrzutu. Głównie wynika to z ograniczeń sterownika do generowania odpowiednio wysokich, większych niż 350 [mmHg] wartości ciśnienia systoli oraz mniejszych niż -75 [mmHg] wartości ciśnienia diastoli. Związane jest to także z zaprogramowanym profilem działania zaworu proporcjonalnego, generującego falę sygnału sterującego, zapobiegającego przekroczeniu

granicznego gradientu zmian sygnału sterującego. Przekroczenie gradientu może prowadzić do uszkodzenia krwinek. Ograniczenia związane z konstrukcją sterownika są powodem konieczności pracy urządzenia, dla większych wartości częstotliwości pompy, w trybie pracy asynchronicznej. Stan taki jednak w przypadku pacjentów z niewydolnością serca występuje dość rzadko. W większości przypadków częstotliwość zmienia się w przedstawionym w tabeli zakresie wartości od 50 [bpm] do 80 [bpm]. W tabeli 5.9 zestawiono wartości średnie zmiennych charakterystycznych z punktu widzenia wspomaganie uzyskane dla wspomnianych przypadków. Podobnie jak we wcześniejszych badaniach zostały policzone wartości średnie dla 10 początkowych oraz końcowych cykli pracy opracowanego algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 przy stabilnych warunkach pracy.

Tabela 5.9: Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P7 do P13 dla algorytmu R2

	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13
V_{0l} [cm^3]	15,00	15,00	15,00	15,00	15,00	15,00	15,00
HR [bpm]	50,00	55,00	60,00	65,00	70,00	75,00	80,00
H [cm]	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
E_{maxl} [$mmHg \cdot cm^{-3}$]	0,67	0,67	0,67	0,67	0,67	0,67	0,67
$\overline{P_{lv_0}}$ [$mmHg$]	25,93	24,98	27,15	29,41	28,34	25,96	36,30
$\overline{P_{lv_l}}$ [$mmHg$]	22,62	22,01	19,05	19,86	23,82	22,95	27,09
$\overline{P_{as_0}}$ [$mmHg$]	77,73	82,63	75,12	88,56	89,27	87,75	89,42
$\overline{P_{as_l}}$ [$mmHg$]	78,06	88,39	87,20	95,90	101,58	104,08	104,19
$\overline{P_{la_0}}$ [$mmHg$]	18,52	18,10	21,31	22,93	21,87	19,53	28,71
$\overline{P_{la_l}}$ [$mmHg$]	16,36	15,03	15,20	14,87	17,60	17,60	21,33
$\overline{P_{rv_0}}$ [$mmHg$]	18,26	17,80	18,12	18,15	18,12	17,70	18,43
$\overline{P_{rv_l}}$ [$mmHg$]	17,97	17,35	17,47	17,05	17,74	17,16	17,34
$\overline{P_{ra_0}}$ [$mmHg$]	12,59	12,42	11,90	11,38	11,48	11,83	10,35
$\overline{P_{ra_l}}$ [$mmHg$]	12,91	13,16	12,69	12,46	11,87	11,78	11,13
$\overline{Q_{out_0}}$ [l/min]	3,44	3,80	3,66	4,46	4,50	4,36	4,51
$\overline{Q_{out_l}}$ [l/min]	4,24	4,05	4,10	4,74	5,37	5,01	5,38
$\overline{Q_{cor_0}}$ [cm^3/s]	0,89	1,00	0,83	1,07	1,10	1,10	1,00
$\overline{Q_{cor_l}}$ [cm^3/s]	0,92	1,01	1,19	1,35	1,41	1,48	1,43
$\overline{Q_{as_0}}$ [cm^3/s]	61,80	66,56	59,75	73,19	73,77	71,81	75,20
$\overline{Q_{as_l}}$ [cm^3/s]	63,19	68,47	70,54	78,90	84,92	87,61	88,34

Uzyskane wyniki potwierdzają skuteczność działania opracowanego algorytmu R2 w dużym zakresie zmian wartości częstotliwości pracy serca. We wszystkich badanych przypadkach nastąpiła poprawa warunków hemodynamicznych układu krążenia. Zmniejszyła się wartość ciśnienia w lewej komorze P_{lv} oraz ciśnienia w lewym przedsionku P_{la} . Także ciśnienie w aorcie uległo podwyższeniu, a co się z tym wiąże także przepływ w krążeniu

tętnicznym systemowym uległ zwiększeniu. Efektem takiego stanu było także zwiększenie przepływu w krążeniu wieńcowym. Zaobserwować można również wzrost przepływu wylotowego z urządzenia wspomagającego wraz ze wzrostem częstotliwości pracy urządzenia, aż do wartości granicznej ponad 5 [l/min] (P11, P12, P13). Jest to zgodne z oczekiwaniami, ponieważ przy zachowaniu efektów całkowitego napełnienia komory krwistej oraz przy pełnym wyrzucie musi nastąpić wzrost średniej wartości przepływu dla większej częstotliwości pracy.

5.9.2 Badanie wpływ położenia środka ciężkości komory na działanie algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2

Kolejnym etapem pracy było zweryfikowanie działania algorytmu sterowania w przypadku zmiany położenia środka ciężkości sztucznej komory w stosunku do wspomaganej komory. Zestaw badanych wartości (przypadki od P14 do P16) został zawarty w tabeli 5.10.

Tabela 5.10: Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P14-P16)

	P14	P15	P16
V_{0l} [cm ³]	15	15	15
HR [bpm]	60	60	60
H [cm]	0	-20	-40
E_{maxl} [mmHg · cm ³]	0,67	0,67	0,67

Wcześniej zbadano jedynie działanie algorytmu w przypadku obniżenia położenia o 20 [cm]. Zdecydowano się wykonać badania porównawcze dla wartości: $H=0$ [cm], $H=-20$ [cm] oraz $H=-40$ [cm]. Zbadanie działania algorytmu, zwłaszcza dla bardzo dużej zmiany wartości położenia pozwoli na ostateczną weryfikację skuteczności działania algorytmu rozmytego R2 w przypadku zmian położenia urządzenia wspomagającego. Nie rozpatrywano przypadku podniesienia położenia środka ciężkości sztucznej komory ze względu na fakt, że w docelowym zastosowaniu jest to sytuacja bardzo trudna do uzyskania. Pacjent musiałby podnieść sztuczną komorę do góry względem kaniul wlotowej oraz wylotowej. Nawet w przypadku pozycji leżącej często środek ciężkości komory znajduje się poniżej środka ciężkości wspomaganej komory. Z tego powodu ograniczono się jedynie do obniżania położenia komory. Wyznaczono wartości średnie zmiennych hemodynamicznych oraz zmiennych związanych z urządzeniem wspomagającym dla 10 początkowych oraz 10 końcowych cykli stabilnej pracy algorytmu adaptacyjnego R2. Badania przeprowadzono dla tej samej wartości elastancji niewydolnej komory E_{maxl} w celu zniwelowania innych efektów

związanych ze zmianą wartości kurczliwości komory, co mogłoby wpłynąć na zniekształcenie wyników. Wyniki przedstawione są w tablicy 5.11.

Tabela 5.11: Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P14 do P16 dla algorytmu rozmytego R2

	P14	P15	P16
$V_{0l} [cm^3]$	15,00	15,00	15,00
$HR [bpm]$	60,00	60,00	60,00
$H [cm]$	0,00	-20,00	-40,00
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,67	0,67	0,67
$\overline{P_{lv_0}} [mmHg]$	27,15	28,81	41,29
$\overline{P_{lv_l}} [mmHg]$	19,12	19,52	32,63
$\overline{P_{as_0}} [mmHg]$	75,11	74,76	83,41
$\overline{P_{as_l}} [mmHg]$	87,30	86,14	87,74
$\overline{P_{la_0}} [mmHg]$	21,25	23,25	24,58
$\overline{P_{la_l}} [mmHg]$	15,28	16,13	21,98
$\overline{P_{rv_0}} [mmHg]$	18,09	18,29	18,25
$\overline{P_{rv_l}} [mmHg]$	17,43	17,58	18,09
$\overline{P_{ra_0}} [mmHg]$	11,89	11,61	11,36
$\overline{P_{ra_l}} [mmHg]$	12,55	12,57	11,76
$\overline{Q_{out_0}} [l/min]$	3,61	3,56	2,19
$\overline{Q_{out_l}} [l/min]$	4,09	3,98	4,27
$\overline{Q_{cor_0}} [cm^3/s]$	0,81	0,80	0,78
$\overline{Q_{cor_l}} [cm^3/s]$	1,18	1,16	1,00
$\overline{Q_{as_0}} [cm^3/s]$	59,69	59,73	68,42
$\overline{Q_{as_l}} [cm^3/s]$	70,65	69,66	72,16

Zgodnie z oczekiwaniami widać, że we wszystkich badanych przypadkach wystąpiło zwiększenie wartości przepływu wylotowego ze sztucznej komory. Nastąpiła także poprawa warunków ciśnieniowych. We wszystkich przypadkach wystąpiło obniżenie wartości średnich ciśnienia w lewej komorze oraz w lewym przedsionku oraz wzrost ciśnienia w krążeniu tętniczym systemowym. Także warunki przepływowe w układzie krążenia wieńcowego uległy poprawie. Zauważyć należy także, że w przypadku obniżania środka ciężkości sztucznej komory następuje wzrost początkowej wartości średniej ciśnienia P_{lv} . Zmiana ciśnienia P_{lv} w przypadku obniżenia położenia o $H=-40 [cm]$ (P16) wynosi prawie 50 % w stosunku do pozycji zerowego obniżenia (P14). Podobnie sytuacja wygląda w przypadku ciśnienia P_{as} . Jest to związane ze zwiększoną wartością zarówno obciążenia wstępnego (ang. preload), jak

i obciążenia następczego (ang. afterload) w trakcie obniżania położenia sztucznej komory względem położenia lewej komory serca. Nie zaobserwowano istotnego wpływu obniżania położenia H na pracę prawej komory serca oraz prawego przedsionka.

Można więc stwierdzić, że opracowany algorytm jest odporny na zmianę położenia środka ciężkości sztucznej komory względem położenia środka ciężkości wspomaganej komory. Badanie obniżania położenia sztucznej komory dla większych wartości nie jest zasadne ponieważ nie występuje w docelowym urządzeniu.

5.9.3 Badanie wpływu zmian w oporach układu krążenia na działanie algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2

Kolejnym etapem badań było zweryfikowanie działania algorytmu R2 w przypadku zmian w oporach w układzie krążenia. Przeprowadzono badania zmian oporów krążenia tętniczego systemowego oraz oporów w krążeniu tętniczym płucnym. Zmiana tych wartości w badaniach symulacyjnych miała wyraźny wpływ na zmianę warunków skutecznego wspomagania niewydolnej komory serca. W tabeli 5.12 zawarte są zestawy parametrów od P17 do P19.

Tabela 5.12: Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P17-P20)

	P17	P18	P19	P20
$V_{0l} [cm^3]$	15	15	15	15
$HR [bpm]$	60	60	60	60
$H [cm^3]$	0	0	0	0
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,67	0,67	0,67	0,67
$R_{as} [mmHg \cdot s/cm^3]$	1,5	2	1	1
$R_{ap} [mmHg \cdot s/cm^3]$	0,2	0,2	0,15	0,25

Badania weryfikacyjne odbyły się w dużym zakresie zmian wartości oporów w modelu układu krążenia w stosunku do wartości bazowych. W trakcie wspomaganie możliwa jest zmiana oporów zarówno w krążeniu systemowym, jak i w krążeniu płucnym. Z tego powodu przeprowadzono badania umożliwiające stwierdzenie odporności opracowanego algorytmu na zmiany przedstawionych parametrów. Zmiana oporów wiąże się także ze zmianą warunków przepływowych w całym układzie krążenia, nie tylko w parametrach hemodynamicznych wspomaganej komory. W tabeli 5.13 przedstawiono, podobnie jak w poprzednich badaniach, wartości średnie poszczególnych zmiennych hemodynamicznych, istotnych z punktu widzenia wspomaganie niewydolnego mięśnia sercowego. Można zaobserwować, że podobnie jak w poprzednio analizowanych przypadkach następuje poprawa parametrów hemodynamicznych

dla wszystkich analizowanych przypadkach od P17 do P20. Poprawie uległy zarówno parametry ciśnieniowe, jak i przepływowe. Ponadto można zaobserwować, że zmiany oporów R_{as} oraz R_{ap} istotnie wpływają na początkowe wartości niektórych zmiennych przedstawionych w tabeli 5.13. Czasami wartości tych zmiennych są wartościami нефизjologicznymi. Przykładowo dla przypadku P2 średnia wartość ciśnienia tętniczego systemowego P_{as} wynosi aż 144,08 [mmHg]. Nie jest to wartość fizjologicznie prawidłowa. Także dla innych zmiennych można obserwować takie zmiany parametrów hemodynamicznych. Celem jednak tych badań było sprawdzenie działania opracowanego algorytmu rozmytego R2 dla skrajnie trudnych warunków pracy. Często więc zaproponowane wartości parametrów powodują wykroczenie poza wartości fizjologicznie poprawne.

Tabela 5.13: Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P17 do P20 dla algorytmu rozmytego R2

	P17	P18	P19	P20
V_{0l} [cm ³]	15,00	15,00	15,00	15,00
HR [bpm]	60,00	60,00	60,00	60,00
H [cm]	0,00	0,00	0,00	0,00
R_{as} [mmHg · s/cm ³]	1,20	2,00	1,00	1,00
R_{ap} [mmHg · s/cm ³]	0,20	0,20	0,15	0,25
E_{maxl} [mmHg · cm ⁻³]	0,67	0,67	0,67	0,67
$\overline{P_{lv_0}}$ [mmHg]	30,27	32,11	19,27	16,00
$\overline{P_{lv_l}}$ [mmHg]	22,10	22,01	16,77	12,12
$\overline{P_{as_0}}$ [mmHg]	104,37	113,71	87,02	85,76
$\overline{P_{as_l}}$ [mmHg]	116,54	144,80	87,60	87,81
$\overline{P_{la_0}}$ [mmHg]	22,04	22,17	13,48	10,61
$\overline{P_{la_l}}$ [mmHg]	15,87	15,80	11,79	8,04
$\overline{P_{rv_0}}$ [mmHg]	17,76	17,51	17,94	18,91
$\overline{P_{rv_l}}$ [mmHg]	17,10	16,65	17,82	18,79
$\overline{P_{ra_0}}$ [mmHg]	11,26	11,04	12,92	13,27
$\overline{P_{ra_l}}$ [mmHg]	12,04	11,50	13,21	13,74
$\overline{Q_{out_0}}$ [cm ³ /s]	3,65	3,02	4,05	4,01
$\overline{Q_{out_l}}$ [cm ³ /s]	3,85	3,74	3,98	4,00
$\overline{Q_{cor_0}}$ [l/min]	1,38	1,54	1,17	1,19
$\overline{Q_{cor_l}}$ [l/min]	1,74	2,31	1,22	1,29
$\overline{Q_{as_0}}$ [cm ³ /s]	59,77	49,82	70,15	68,64
$\overline{Q_{as_l}}$ [cm ³ /s]	67,13	69,81	70,40	70,54

Po przeprowadzonej serii badań na stanowisku laboratoryjnym stwierdzono, że opracowany algorytm adaptacyjny rozmyty R2 jest odporny na zmianę warunków oporowych w istotnych z punktu widzenia wspomaganie punktach układu krążenia.

5.9.4 Badanie wpływu zmian oporów układu krążenia wieńcowego na działanie algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2

Kolejnym etapem badań była weryfikacja wpływu oporów w układzie krążenia wieńcowego na działanie opracowanego algorytmu adaptacji. W tabeli 5.14 zawarte są wartości badanych zestawów parametrów modelu układu krążenia. Pozostałe wartości parametrów zostały przyjęte takie jak bazowe.

Tabela 5.14: Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P21-P23)

	P21	P22	P23
$V_{0l} [cm^3]$	15	15	15
$HR [bpm]$	60	60	60
$H [cm]$	0	0	0
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,67	0,67	0,67
$R_{cor} [mmHg \cdot s/cm^3]$	30	60	70

Przeprowadzono badania na stanowisku laboratoryjnym dla trzech różnych wartości oporów: $R_{cor}=30$, $R_{cor}=60$ oraz $R_{cor}=70 [mmHg \cdot s/cm^3]$. We wszystkich przypadkach wartość elastancji wspomaganiej komory była stała i równa $E_{maxl}=0,67 [mmHg \cdot cm^{-3}]$. Poziom środka ciężkości pompy POLVAD i poziomu wspomaganiej komory były równe. Jak to miało miejsce w poprzednio przeprowadzonych badaniach, głównym celem było uzyskanie zbliżonych warunków pracy układu. Wartości średnie poszczególnych zmiennych hemodynamicznych istotnych z punktu widzenia wspomaganie zostały zwarte w tabeli 5.15.

Zaobserwowano, tak jak poprzednio, polepszenie parametrów hemodynamicznych wspomaganiej komory (warunków ciśnieniowych oraz przepływowych). Stwierdzono, że zmiana oporów w krążeniu wieńcowym nie wpływa w sposób istotny na wartości początkowe większości zmiennych hemodynamicznych istotnych z punktu widzenia wspomaganie. Jedynie znaczący wpływ mają początkowe wartości przepływu w krążeniu tętniczym systemowym Q_{as} oraz w krążeniu wieńcowym Q_{cor} . Im większa wartość oporów tym wartość przepływu w krążeniu wieńcowym jest mniejsza. Jest to zgodne z oczekiwaniami. Jednocześnie stwierdzono, że działanie algorytmu powoduje istotne zwiększenie wartości średnich przepływów w krążeniu wieńcowym. Prowadzi to zatem do powstania najlepszych przy

danym stanie układu krążenia warunków do skutecznego prowadzenia procesu regeneracji niewydolnej komory serca. Jeżeli zastanowić się nad wartością średnią generowanego przepływu wylotowego ze sztucznej komory, to nie widać istotnego wpływu zmian oporów w układzie krążenia wieńcowego na wartość generowanych przez komorę przepływów.

Tabela 5.15: Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P21 do P23 dla algorytmu rozmytego R2

	P21	P22	P23
$V_{0l} [cm^3]$	15,00	15,00	15,00
$HR [bpm]$	60,00	60,00	60,00
$H [cm]$	0,00	0,00	0,00
$R_{cor} [mmHg \cdot s/cm^3]$	30,00	60,00	70,00
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,67	0,67	0,67
$\overline{P_{lv_0}} [mmHg]$	32,14	33,88	33,51
$\overline{P_{lv_1}} [mmHg]$	19,06	18,62	17,15
$\overline{P_{as_0}} [mmHg]$	74,77	76,38	78,41
$\overline{P_{as_1}} [mmHg]$	87,52	88,55	89,25
$\overline{P_{la_0}} [mmHg]$	20,09	21,62	22,19
$\overline{P_{la_1}} [mmHg]$	14,30	13,66	13,88
$\overline{P_{rv_0}} [mmHg]$	17,98	18,09	19,64
$\overline{P_{rv_1}} [mmHg]$	17,49	17,34	17,31
$\overline{P_{ra_0}} [mmHg]$	12,08	11,79	11,44
$\overline{P_{ra_1}} [mmHg]$	12,91	12,98	12,99
$\overline{Q_{out_0}} [l/min]$	2,68	2,62	2,58
$\overline{Q_{out_1}} [l/min]$	4,06	4,02	4,04
$\overline{Q_{cor_0}} [cm^3/s]$	1,23	0,62	0,59
$\overline{Q_{cor_1}} [cm^3/s]$	1,98	1,01	0,86
$\overline{Q_{as_0}} [cm^3/s]$	59,26	61,13	71,10
$\overline{Q_{as_1}} [cm^3/s]$	70,61	71,51	72,26

Po analizie otrzymanych wyników stwierdzono, że opracowany algorytm adaptacyjny rozmyty R2 odporny jest na zmianę oporów w układzie krążenia wieńcowego. Nie zaobserwowano istotnych zmian w generowanym przepływie wylotowym z pompy POLVAD. We wszystkich analizowanych przypadkach (tabela 5.15) nastąpiła poprawa parametrów hemodynamicznych (ciśnięć oraz przepływów).

5.9.5 Podsumowanie

Przeprowadzone badania na stanowisku z układem krążenia hybrydowego pozwalają stwierdzić, że opracowany algorytm rozmyty R2, podobnie jak wersja wykorzystujące ciśnienie wlotowe P_{in} , charakteryzuje się dużą odpornością na zmiany w układzie krążenia. Zbadano działanie algorytmu sterowania dla różnych wartości niewydolności wspomaganą komory. Wykazano także, że zmiany w położeniu urządzenia wspomagającego względem wspomaganą komory nie wpływają w istotny sposób na czas adaptacji oraz osiągnięte wartości średnie zmiennych hemodynamicznych (ciśnienia oraz przepływy w układzie krążenia). We wszystkich badanych przypadkach nastąpiło zwiększenie wartości średnich przepływów układzie krążenia wieńcowego, co skutkuje efektywnym prowadzeniem procesu regeneracji niewydolnej komory. Można także stwierdzić, że opracowany algorytm adaptacyjny jest odporny na zmiany częstotliwości pracy serca.

W trakcie przeprowadzonych badań wykazano, że można zastąpić sygnał ciśnienia wlotowego P_{in} przy określaniu stopnia występowania efektu całkowitego napełnienia przez sygnał przyływu powietrza w kaniuli drenu zasilającego F_{pn} . Uzyskane rezultaty z badań pozwalają stwierdzić, że zmiana nie wpływa istotnie na wartości osiągniętych przepływów wylotowych generowanych przez pompę POLVAD.

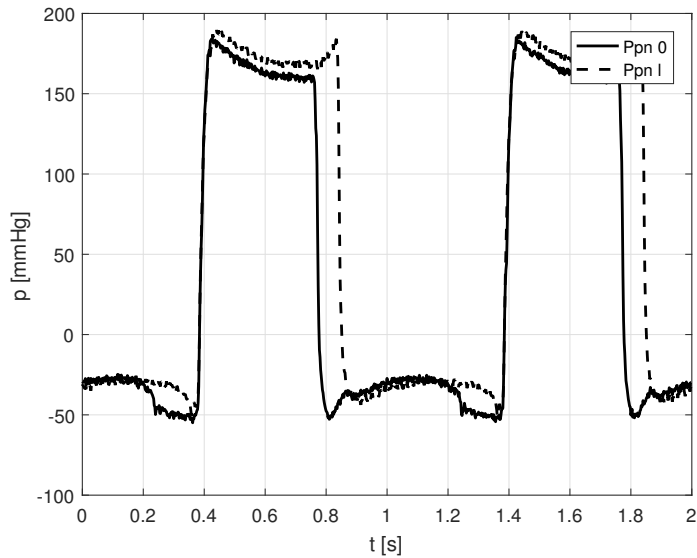
5.10 Algorytm adaptacyjny rozmyty R2 w połączeniu przedSIONKOWYM

Kolejnym etapem badań było sprawdzenie działania opracowanego algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 w przypadku zmiany struktury połączenia pompy POLVAD z układem krążenia. W dotychczasowo przeprowadzonych badaniach kaniula wlotowa była połączona z punktem modelu krążenia odtwarzającym stan koniuszka lewej komory serca. Jest to obecnie częściej stosowany sposób przyłączenia zestawu wspomaganie. Kaniula wylotowa w obu przypadkach jest połączona z punktem odtwarzającym aortę. Przyjęto takie same parametry modelu układu krążenia jak w przypadku poprzednich badań laboratoryjnych (tabela 3.4). Zbadano działanie algorytmu przy różnych stopniach niewydolności lewej komory serca. Zestaw badanych parametrów lewej komory został zestawiony w tabeli 5.16.

Tabela 5.16: Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P4 dla algorytmu rozmytego R2 w przypadku podłączenia przedsionkowego

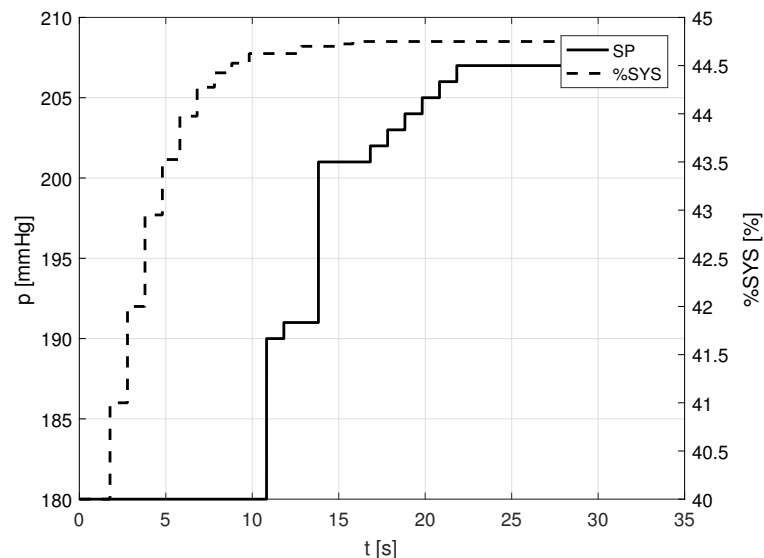
	P1	P2	P3	P4
$V_{0l} [cm^3]$	15,00	15,00	15,00	15,00
$HR [bpm]$	60,00	60,00	60,00	60,00
$H [cm]$	0,00	0,00	0,00	0,00
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,50	0,67	0,80	1,20
$\overline{P_{lv_0}} [mmHg]$	50,70	54,88	54,13	57,95
$\overline{P_{lv_l}} [mmHg]$	34,75	33,63	33,29	34,45
$\overline{P_{as_0}} [mmHg]$	91,15	97,49	97,25	98,83
$\overline{P_{as_l}} [mmHg]$	93,42	100,91	105,00	114,89
$\overline{P_{la_0}} [mmHg]$	17,27	12,90	11,02	7,72
$\overline{P_{la_l}} [mmHg]$	11,49	7,45	5,19	1,46
$\overline{P_{rv_0}} [mmHg]$	17,35	16,84	16,66	16,21
$\overline{P_{rv_l}} [mmHg]$	16,66	16,05	15,64	15,09
$\overline{P_{ra_0}} [mmHg]$	11,94	12,52	12,88	13,52
$\overline{P_{ra_l}} [mmHg]$	12,74	13,26	13,55	13,94
$\overline{Q_{out_0}} [l/min]$	1,77	1,56	1,43	1,05
$\overline{Q_{out_l}} [l/min]$	3,85	3,80	3,79	3,76
$\overline{Q_{cor_0}} [cm^3/s]$	0,99	1,12	1,13	1,15
$\overline{Q_{cor_l}} [cm^3/s]$	1,06	1,21	1,30	1,47
$\overline{Q_{as_0}} [cm^3/s]$	75,12	80,54	79,90	80,68
$\overline{Q_{as_l}} [cm^3/s]$	76,32	82,93	86,48	95,46

Wartości elastancji są takie same jak w przypadku badania algorytmu R2 w połączeniu koniuszkowym. W tabeli 5.16 zawarto, podobnie jak poprzednio, wartości średnie istotnych z punktu widzenia wspomaganie zmiennych hemodynamicznych. Ponownie, tak jak w poprzednio analizowanych przypadkach, także w przypadku wspomaganie przedsionkowego nastąpiła znaczna poprawa warunków wspomaganie niewydolnej komory. Nastąpiło odciążenie wspomaganego mięśnia lewej komory. Zmniejszeniu uległa wartość średnia ciśnienia w lewej komorze oraz lewym przedsionku oraz wzrost ciśnienia w aorcie. Poprawie uległy także parametry przepływowe w układzie krążenia. Zwiększył się przepływ w krążeniu wieńcowym oraz przepływ w tętnicznym układzie krążenia systemowego. Zaobserwowano, że osiągane wartości średnie przepływu wylotowego ze wspomaganie komory są mniejsze niż te uzyskiwane przy połączeniu koniuszkowym. Jest to też przyczyna, częstszego stosowania jest zespolenia koniuszkowego. Na rysunku 5.40 przedstawiono wartość ciśnienia sterującego dla dwóch pierwszych oraz ostatnich cykli działania algorytmu sterowania.



Rysunek 5.40: Przebieg ciśnienia P_{pn} dla pierwszych 2 [s] ($P_{pn} 0$) oraz dla ostatnich 2 [s] ($P_{pn} 1$) działania algorytmu R2 dla przypadku P1

Podobnie jak to miało miejsce w przypadku zespolenia koniuszkowego, wyraźnie można zaobserwować efekt całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu ze sztucznej komory. Zwiększyła się wartość ciśnienia systoli SP oraz wartość procentu systoli $\%SYS$. Można również zaobserwować efekt napinania membrany w przypadku napełniania komory oraz wyrzutu z komory.



Rysunek 5.41: Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P1

Na rysunku 5.41 przedstawiono przebieg zmian parametrów sterujących SP oraz $\%SYS$. Przebieg tych wartości jest bardzo zbliżony do wyników uzyskiwanych podczas wspomagania

koniuszkowego. Także czas adaptacji jest bardzo zbliżony i wynosi dla przedstawionego przypadku P1 ok. 35 [s].

5.11 Algorytm adaptacyjny rozmyty R2 w trybie asynchronicznym

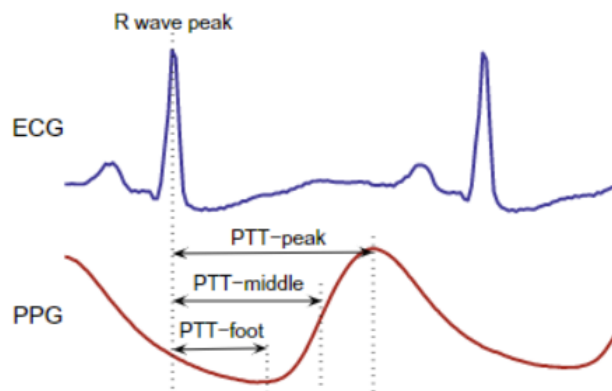
Poprzednie cykle badań były prowadzone w trybie synchronizowanym z modelem układu krążenia, za pomocą symulowanego sygnału EKG. Pomiar EKG odbywa się w praktyce za pomocą urządzenia pomiarowego wyposażonego w zestaw elektrod, które są przyklejane do ciała pacjenta w odpowiednich miejscach. Z klinicznej praktyki wynika, że stosowanie elektrod często powoduje powstawanie odparzeń na ciele pacjentów, zwłaszcza w trakcie długotrwałego wspomaganie. Elektrody te są w takim przypadku odczepiane od ciała pacjenta, praca odbywa się więc w trybie asynchronicznym. Z powodu braku sygnału synchronizacyjnego nie jest możliwe zastosowanie opracowanego wcześniej algorytmu. Synchronizacja z układem krążenia urządzenia wspomagającego zapewnia niezmiennie warunki pracy urządzenia wspomagającego. W przypadku braku synchronizacji w każdym cyklu mogą występować inne czasowe przesunięcia pomiędzy poszczególnymi sygnałami dostępnymi pomiarowo oraz wykorzystywanymi w opracowanym algorytmie rozmytym. Istnieją dwa sposoby rozwiązania przedstawionego problemu:

1. Opracowanie nowej metody lub skorzystanie z sondy stosowanej w rozrusznikach serca, umożliwiającej pomiar punktów charakterystycznych sygnału EKG, a zwłaszcza momentu wyrzutu ze wspomaganiej komory.
2. Opracowanie nowego algorytmu pracującego w trybie pracy asynchronicznej.

W ramach pracy przeprowadzono badania literaturowe dotyczące możliwości pomiaru EKG lub momentu zakończenia wyrzutu z komory serca. Istnieje szereg opracowań dotyczących bezkontaktowego pomiaru sygnału ECG [14, 45, 50, 117, 120, 154]. Konstrukcje te bazują głównie na elektrodach pojemnościowych, które pozwalają uzyskać sygnał EKG o dużej dokładności. Istnieją również rozwiązania wykorzystujące czujniki pojemnościowe umieszczane w odzieży, oparciu fotela, w materacu łóżka pacjenta.

Inną metodą uzyskania informacji o fazie pracy serca jest wykorzystanie czujników diodowych umieszczanych na palcu, ramieniu lub nadgarstku w celu uzyskania sygnału PPG (fotopletyzogram). Wykorzystując sygnał PPG możliwe jest wyznaczenie punktów charakterystycznych sygnału EKG, a więc tym samym charakterystycznych punktów pracy mięśnia sercowego [7, 16, 101]. Na rysunku 5.42 przedstawiono zależności występujące pomiędzy sygnałem EKG, a sygnałem PPG. Zaobserwowano pewne zależności czasowe

między poszczególnymi punktami na zarejestrowanych przebiegach. Układ pomiarowy wymaga zatem kalibracji w celu wyznaczenia czasu przesunięcia (PTT) oraz ewentualnego wykrycia momentu działania pompy POLVAD. Jednak uzyskiwane wyniki pozwalają twierdzić, że jest możliwe wyznaczenie punktów charakterystycznych pracy serca przy pomocy pomiaru sygnału PPG oraz po dokonaniu kalibracji z sygnałem EKG w celu wyznaczenia wartości przesunięcia czasowego. W zależności od miejsca pomiaru PPG (nadgarstek, palec, ramię) występuje oczywiście inna wartość przesunięcia czasowego. Jednak po wyznaczeniu czasu przesunięcia można wyznaczyć z dużą dokładnością czas zakończenia fazy wyrzutu z komory serca. Należy także zaznaczyć, że pomiar PPG jest bardzo mało inwazyjnym pomiarem i może być stosowany długoterminowo bez skutków ubocznych w postaci odparzeń, jak ma to miejsce w przypadku standardowych elektrod EKG.



Rysunek 5.42: Zależności pomiędzy sygnałem EKG, a sygnałem PPG [16]

Analizując dane dostępne literaturowo można stwierdzić, że możliwe jest wyznaczenie punktów charakterystycznych pracy serca przy pomocy pomiarów zastępczych w postaci elektrod pojemnościowych lub sygnału z fotopletyzmodramu.

W obecnej wersji hybrydowego modelu układu krążenia nie ma możliwości zadania ciągłego sygnału częstotliwości pracy serca zbieranego z czujnika PPG, więc nie da się przeprowadzić tego typu testów. Takie badania nie stanowiły części niniejszej rozprawy doktorskiej. Z tego powodu zdecydowano się na implementację algorytmu sterowania w przypadku pracy urządzenia w trybie asynchronicznym. Z powodu braku stabilności parametrów hemodynamicznych nie ma możliwości sterowania w trybie pełny wyrzut/całkowite napełnienie dla każdego kolejnego cyklu. Możliwe jest jednak sterowanie w trybie uśredniania wartości wejściowych z kilku cykli, a następnie generowanie przez algorytm wartości wyjściowych. Nowy zestaw nastaw jest generowany co kilka cykli pracy komory w celu utrzymania zadanej wartości rzutu minutowego z komory. Inny jest zatem cel algorytmu adaptacyjnego. Mamy osiągnąć konkretną (zadaną) wartość rzutu minutowego pompy POLVAD.

Zakładając, że algorytm rozmyty będzie w stanie doprowadzić do możliwie największego opróżniania części krwistej komory oraz jednocześnie będzie zapewniać największy z możliwych wyrzut krwi z komory dla kilku kolejnych cykli pracy urządzenia, można wyznaczyć zależność na częstotliwość pracy pompy POLVAD:

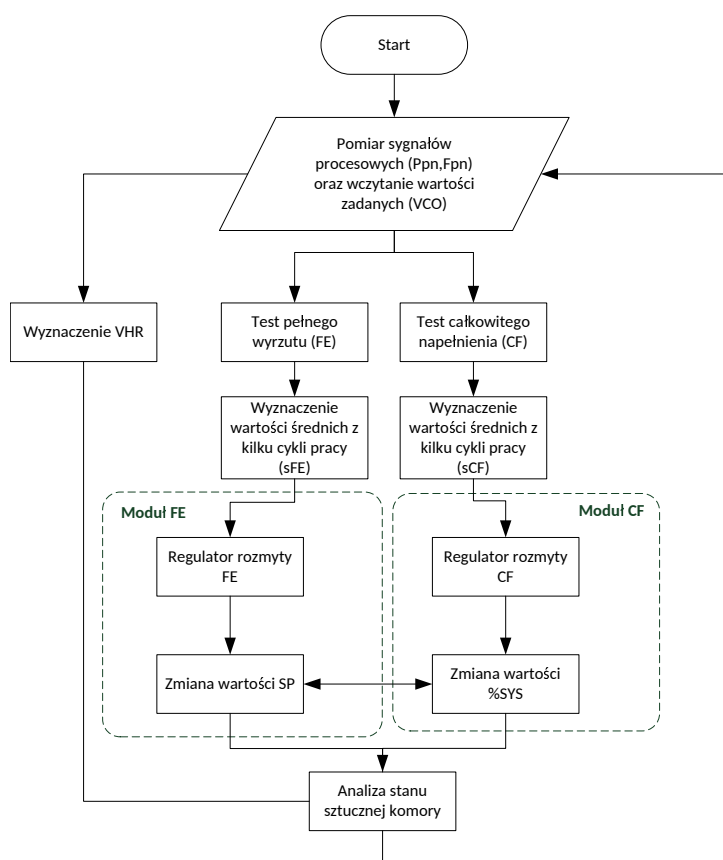
$$VHR = \frac{VCO}{V_v} \quad (5.3)$$

gdzie: VHR - częstotliwość pracy pompy POLVAD [bpm], V_v - objętość komory krwistej pompy POLVAD [l], VCO - zadana wartość rzutu minutowego pompy POLVAD [l/min].

Znając objętość części krwistej komory (0,068 [l]) oraz zakładając, że dla generowanych przez algorytm rozmyty R2 nastaw osiąga się stan całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu średnio dla kilku kolejnych cykli pracy, można wyznaczyć zadaną częstotliwość pracy serca.

5.11.1 Schemat blokowy algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 działającego w trybie asynchronicznym

Sieć działań opracowanego algorytmu rozmytego została przedstawiona na rysunku 5.43.



Rysunek 5.43: Sieć działań algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 dla trybu pracy asynchronicznej

W pierwszym etapie pobierane są wartości sygnałów pomiarowych (P_{pn}, F_{pn}) oraz nastaw (VCO). Algorytm działa dwutorowo. Wyznaczana jest wartość częstotliwości pracy pompy POLVAD (VHR) oraz wyliczane są wartości statystyczne z testów diagnostycznych dla kilku kolejnych testów. Następnie określone są wartości nastaw z algorytmów rozmytych (całkowitego napełnienia oraz pełnego wyrzutu). Proces ten jest powtarzany w kolejnych kordach algorytmu sterowania.

5.11.2 Wyniki na stanowisku badawczym

W kolejnym etapie badań przeprowadzono badania eksperymentalne działania opracowanego algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 w trybie pracy asynchronicznej. Badania przeprowadzono dla zmiennych wartości zadanych rzutów minutowych ze sztucznej komory serca. W tabeli 5.17 zestawiono wartości średnie zmiennych hemodynamicznych dla badanych zestawów parametrów P1, P2 oraz P3. Przeprowadzono badania porównawcze dla tej samej wartości elastancji lewej komory serca $E_{maxl} = 0,67 [mmHg \cdot cm^{-3}]$ oraz bazowego położenia środka ciężkości urządzenia wspomagającego $H = 0 [cm]$.

Tabela 5.17: Wartości średnie uzyskane dla ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P3 dla algorytmu rozmytego R2 w przypadku pracy asynchronicznej

	P1	P2	P3
$V_{ol} [cm^3]$	15,00	15,00	15,00
$HR [bpm]$	60,00	60,00	60,00
$H [cm]$	0,00	0,00	0,00
$VCO [l/min]$	4,00	3,50	3,00
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,67	0,67	0,67
$\overline{P_{lv_l}} [mmHg]$	17,43	36,59	36,49
$\overline{P_{as_l}} [mmHg]$	88,22	87,01	88,37
$\overline{P_{la_l}} [mmHg]$	14,32	21,94	25,05
$\overline{P_{rv_l}} [mmHg]$	17,50	20,11	17,80
$\overline{P_{ra_l}} [mmHg]$	12,85	11,45	10,64
$\overline{Q_{out_l}} [l/min]$	4,07	3,65	3,12
$\overline{Q_{cor_l}} [cm^3/s]$	1,23	0,93	0,97
$Tr [s]$	71,30	71,99	74,25

Zaobserwowano, że dla wszystkich badanych przypadków algorytm adaptacyjny osiągnął zadany poziom rzutu minutowego. Wartość średnia przepływu jest bardzo zbliżona do wartości zadanej rzutu minutowego. W tabeli 5.17 zawarto także wartość czasu adaptacji dla badanych przypadków. Uległ on zwiększeniu około dwukrotnie do wartości ponad 71 [s] w stosunku

do pracy w trybie synchronicznym. Proces ten jest zgodny z oczekiwaniami, ponieważ wydłużeniu uległ czas wypracowywania wartości zadanych przez algorytm rozmyty R2. Działa on bowiem na wartościach średnich sygnałów wejściowych, zatem potrzebuje więcej czasu na ich wyznaczenie. W tym przypadku jednak czas adaptacji nie jest parametrem kluczowym. Ważne jest osiągnięcie przez układ adaptacyjny zadanych wartości rzutu minutowego oraz wytworzenie warunków hemodynamicznych, najlepszych z możliwych przy danym obciążeniu, dla prawidłowego prowadzenia procesu wspomagania niewydolnej komory serca.

Kolejnym etapem badań było sprawdzenie działania algorytmu dla zmiennej wartości częstotliwości pracy serca HR . W tabeli 5.18 zestawiono wartości średnie poszczególnych zmiennych hemodynamicznych oraz zmiennych związanych z pompą POLVAD dla różnych zestawów parametrów (różnych wartości częstotliwości pracy serca).

Tabela 5.18: Wartości średnie uzyskane dla ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P4 do P7 dla algorytmu rozmytego R2 w przypadku pracy asynchronicznej.

	P4	P5	P6	P7
V_{0t} [cm^3]	15,00	15,00	15,00	15,00
HR [bpm]	60,00	65,00	70,00	75,00
H [cm]	0,00	0,00	0,00	0,00
VCO [l/min]	4,00	4,00	4,00	4,00
E_{maxl} [$mmHg \cdot cm^{-3}$]	0,67	0,67	0,67	0,67
$\overline{P_{lv_l}}$ [$mmHg$]	17,43	27,05	31,18	37,43
$\overline{P_{as_l}}$ [$mmHg$]	88,22	80,74	81,91	78,18
$\overline{P_{la_l}}$ [$mmHg$]	14,32	19,28	21,70	22,71
$\overline{P_{rv_l}}$ [$mmHg$]	17,50	18,11	18,32	19,93
$\overline{P_{ra_l}}$ [$mmHg$]	12,85	12,17	11,73	11,64
$\overline{Q_{out_l}}$ [l/min]	4,07	4,08	4,04	4,09
$\overline{Q_{cor_l}}$ [cm^3/s]	1,23	0,94	0,90	0,73
Tr [s]	71,30	58,58	75,30	68,11

Badania przeprowadzono dla tych samych wartości zadanych rzutu minutowego sztucznej komory VCO . Podobnie jak w poprzednich badaniach zaobserwowano poprawne działanie algorytmu sterowania. Wartości średnie uzyskanych parametrów hemodynamicznych osiągnęły wartości pożądane. Wartość generowanego rzutu minutowego, we wszystkich przypadkach jest zbliżona do wartości zadanej.

5.12 Podsumowanie

W wyniku przeprowadzonych badań opracowano oraz zaimplementowano następujące algorytmy adaptacyjne:

1. Algorytm adaptacyjny krokowy R0 działający w trybie synchronicznym.
2. Algorytm adaptacyjny rozmyty R1 działający w trybie synchronicznym, bazujący na ciśnieniu sterującym P_{pn} oraz ciśnieniu wlotowym P_{in} .
3. Algorytm adaptacyjny rozmyty R2 działający w trybie synchronicznym, bazujący na ciśnieniu sterującym P_{pn} oraz przepływie na kaniuli sygnału sterującego F_{pn} .
4. Algorytm adaptacyjny rozmyty R2 działający w trybie asynchronicznym, bazujący na ciśnieniu sterującym P_{pn} oraz przepływie na kaniuli sygnału sterującego F_{pn} .

We wszystkich przypadkach uzyskano zadowalające wyniki działania opracowanych algorytmów adaptacyjnych. Pierwszy z opracowanych algorytmów (R0) charakteryzował się długim czasem adaptacji (ok. 200 [s]), który bardzo zależał od wybranych wartości początkowych nastaw. Główną wadą tego rozwiązania (R0) były duże zmiany w wartościach średnich zmiennych hemodynamicznych oraz zmiennych związanych z urządzeniem wspomagającym (np. przepływ wylotowy z pompy POLVAD), zwłaszcza podczas zmiany nastaw systoli %SYS.

Algorytm rozmyty R1 bazujący na opracowanych testach diagnostycznych, wykorzystujący zależności czasowe pomiędzy sygnałami ciśnienia sterującego P_{pn} oraz ciśnienia wlotowego P_{in} pompy POLVAD, charakteryzował się poprawnością działania w przypadku istotnych zmian w warunkach pracy urządzenia. Sprawdzono działanie algorytmu w następujących przypadkach: zmiany położenia środka ciężkości sztucznej komory serca względem położenia środka ciężkości wspomaganej komory, zmiany oporów w układzie krążenia (R_{as} , R_{ap}), zmiany częstotliwości pracy.

Kolejnym etapem było zastąpienie trudno dostępnego pomiarowo ciśnienia wlotowego P_{in} przez sygnał przepływu mierzony na kaniuli sygnału sterującego F_{pn} . Wykazano, że zmiana sygnału pomiarowego nie wpływa w istotny sposób na działanie algorytmu rozmytego R2. Oczywiście zmiana sygnału wykorzystywanego podczas testów diagnostycznych wymaga modyfikacji formuł obliczeniowych w poszczególnych blokach działania algorytmu sterowania. Opracowany algorytm także wykazywał się dużą odpornością na zmiany warunków pracy. Charakteryzował się podobnymi czasami adaptacji do czasów adaptacji algorytmu bazującego na ciśnieniu wlotowym P_{in} (ok. 35 [s]) (R1).

W ramach przeprowadzonych badań opracowano także koncepcję nowego pomiaru momentu wyrzutu z lewej komory serca oraz wersję algorytmu sterowania do zastosowania

w trybie asynchronicznym. Sterowanie w trybie synchronicznym miało na celu osiągnięcie zadanych wartości rzutu minutowego. Algorytm działający w trybie asynchronicznym osiągał zadane wartości rzutu minutowego dla wszystkich badanych przypadków. Charakteryzował się bardzo zbliżonymi właściwościami oraz odpornością na zmiany warunków pracy urządzenia wspomagającego, do algorytmu rozmytego działającego w trybie synchronicznym. Główną różnicą był czas adaptacji, który wydłużył się dwukrotnie.

Rozdział 6

Wnioski końcowe

Niniejsza praca była zainspirowana tematyką badań wykonanych podczas udziału w projekcie badawczym "Program Polskie Sztuczne Serce 2007-2012". W ramach rozprawy doktorskiej dokonano analizy konstrukcji obecnej wersji sterownika POLPDU. Zaobserwowano następujące kierunki poprawy konstrukcji:

1. Zmniejszenie wymiarów urządzenia - bardziej kompaktowe wymiary oraz zwiększenie mobilności urządzenia.
2. Zmniejszenie zużycia energii urządzenia - spowoduje zwiększenie ресурсu pracy urządzenia na bateriach.
3. Zredukowanie czynności obsługowych - zmniejszenie lub automatyzacja nastaw sterownika POLPDU.

W tym celu przeprowadzono badania zmierzające do:

- zmniejszenia objętości zbiorników nadciśnienia V_N oraz podciśnienia V_P oraz redukcja rozmiarów (lub likwidacja) niektórych elementów układu zasilania pneumatycznego (układ generowania ciśnień w zbiornikach, zawory dopuszczające powietrze),
- redukcji zużycia wykorzystywanej energii przez modyfikację poszczególnych elementów układu zasilania pneumatycznego oraz dobór nastaw regulatora niskopoziomowego,
- adaptacji pompy POLVAD do zmiennych warunków pracy urządzenia, tzn. zmian w parametrach układu krążenia, warunkach pracy pompy POLVAD np. zmian położenia środka ciężkości pompy POLVAD względem położenia środka ciężkości wspomaganiej komory.

W ramach prac nad modyfikacją konstrukcji istniejącego urządzenia zaproponowano zastosowanie pompy wirowej jako układu do generowania ciśnienia w zbiornikach nadciśnienia oraz podciśnienia, dobrano najbardziej efektywne pod względem energetycznym objętości zbiornika nadciśnienia VN oraz podciśnienia VP , dobrano liczbę zaworów dopuszczających powietrze do zbiornika VP , przeanalizowano zastosowanie w układzie pneumatycznym zaworu proporcjonalnego MPYE. Zaproponowane zmiany w konstrukcji sterownika sztucznej komory serca POLVAD korzystnie wpływają zarówno na wydajność urządzenia, jak i efektywność energetyczną. Z punktu widzenia opracowywanego układu sterowania mamy zapewnione utrzymywanie nastawianych wartości ciśnień generowanych w zbiornikach nadciśnienia oraz podciśnienia, a więc parametrów sygnału sterującego sztuczną komorą. Zachowując możliwość generowania określonych parametrów w zadanym zakresie, zużycie energii układu sterowania jest mniejsze od kilku do nawet kilkudziesięciu procent (w przypadku zastąpienia zaworu sterującego na proporcjonalny).

W wyniku przeprowadzonych prac zostały zaproponowane adaptacyjne algorytmy mogące pracować w dwóch trybach: synchronicznym oraz asynchronicznym. Opracowane algorytmy charakteryzowały się dużą odpornością na zmienne warunki hemodynamiczne, co zostało wykazane na stanowisku laboratoryjnym z hybrydowym układem krążenia oraz pulsacyjnym urządzeniem wspomagającym POLVAD. Główne różnice występowały w czasie adaptacji, który nie jest jednak kluczowym parametrem z punktu widzenia skutecznego wspomaganie niewydolnego mięśnia sercowego. Z natury rzeczy wspomaganie jest procesem długoterminowym, trwającym od kilku godzin do kilkudziesięciu miesięcy lub nawet kilku lat (w przypadku terapii docelowej).

Przeprowadzono dość obszerne badania eksperymentalne dla wszystkich opracowanych algorytmów sterowania, które obejmowały: badanie wpływu zmian częstotliwości pracy na działanie urządzenia wspomagającego, badanie wpływu zmiany oporów w układzie krążenia (R_{as} , R_{ap}), badanie wpływu zmiany położenia środka ciężkości sztucznej komory serca względem położenia niewydolnej komory serca, badanie wpływu zmiany oporów w układzie krążenia wieńcowego (R_{corr}).

Prace nad opracowaniem adaptacyjnego algorytmu sterowania zostały poprzedzone badaniami symulacyjnymi o bardzo szerokim zakresie, które potwierdziły zasadność zastosowania hybrydowego układu krążenia.

Przeprowadzono badania wpływu poszczególnych parametrów układu krążenia na działanie urządzenia wspomagającego. Oprócz zmian parametrów modelu układu krążenia zrobiono także wiele badań pozwalających określić wpływ trybu pracy urządzenia (synchroniczny i asynchroniczny) na efektywność procesu regeneracji niewydolnej komory serca.

Badania symulacyjne umożliwiły określenie wymagań, jakie powinien spełniać układ sterowania w celu osiągnięcia jak najlepszych efektów wspomaganie niewydolnej komory

serca. Szczególnie cenne są przeprowadzone badania polegające na opracowaniu oraz implementacji testów diagnostycznych umożliwiających detekcję stanów całkowitego napełnienia sztucznej komory oraz stanu pełnego wyrzutu. Dodatkowo opracowany test wykrywający wystąpienie całkowitego napełnienia umożliwia na ocenę, jak "daleko" znajdujemy się od wspomnianego efektu, zatem pozwala na ocenę ilościową zjawiska.

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że możliwe jest zastosowanie opracowanego rozwiązania na docelowym sterowniku.

Wykorzystanie kliniczne opracowanego rozwiązania zapewne przyczyniłoby się do poprawy warunków hemodynamicznych w stosunku do obecnie stosowanego systemu. Obecna wersja urządzenia pozbawiona jest jakiegokolwiek elementu adaptacji do zmiennych warunków pracy, więc wyniki prac mogą w znacznym stopniu wpłynąć na zwiększenie efektywności wspomagania niewydolnego mięśnia sercowego.

Praca urządzenia wspomagającego, wyposażonego w opracowane rozwiązania, może być realizowana w trybie całkowite napełnienie/pełny wyrzut lub w trybie z zadaną wartością rzutu minutowego ze sztucznej komory. Praca w trybie całkowite napełnienie/pełny wyrzut umożliwia lepsze obmywanie komory krwistej, co zapobiega powstawaniu zakrzepów krwi. Jednocześnie co wykazały badania symulacyjne oraz eksperymentalne, praca w takim trybie jest najbardziej efektywna z punktu widzenia procesu wspomagania niewydolnej komory serca.

Spis rysunków

1.1	Mapa hospitalizacji z powodu niewydolności serca na świecie. Oznaczenia: HF/całość - procentowy udział hospitalizacji spowodowanych niewydolnością serca do wszystkich hospitalizacji, HF - liczba zgłoszonych hospitalizacji, dane [108]	9
1.2	Schemat układu krążenia człowieka RA - prawy przedsionek, LA - lewy przedsionek, RV - prawa komora, LV - lewa komora	11
1.3	Przebieg ciśnienia oraz objętości w lewej komorze serca podczas jednego cyklu pracy serca	13
1.4	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość na przykładzie lewej komory serca (I - napełnianie, II - skurcz izowolumertyczny, III - wyrzut, IV- rozkurcz izowolumertyczny)	14
1.5	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość na przykładzie lewej komory serca przy dysfunkcji systoli (końcówka SD oznacza dysfunkcję systoli ang. Systolic Dysfunction)	15
1.6	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość na przykładzie lewej komory serca przy wzroście oporności obwodowej (afterload).	16
1.7	Klasyfikacja urządzeń do mechanicznego wspomagania komór serca	19
1.8	Urządzenie do wspomagania komór serca Berlin Heart EXCOR [49]	22
1.9	Urządzenie do wspomagania komór serca Jarvik 2000 [34, 151]	23
1.10	Urządzenie do wspomagania komór serca HeartWare HVAD https://www.heartware.com/resources	25
1.11	Schemat zastosowania sztucznych komór sercowych https://frk.pl/	27
1.12	Sterowniki do komory POLVAD	27
1.13	Pozaustrojowa komora wspomagania POLVAD-MEV	28
1.14	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość na przykładzie lewej komory przy niewydolnej komorze (punkt pracy A) oraz przy zastosowaniu pompy wspomagającej (punkt pracy B)	29
3.1	Model układu krążenia wykonany w programie PExSim	35
3.2	Bloki LH/RH funkcyjne lewej i prawej komory serca	36

3.3	Blok funkcyjny krążenia tętniczego systemowego	37
3.4	Blok funkcyjny krążenia tętniczego płucnego	38
3.5	Blok funkcyjny krążenia żylnego systemowego	39
3.6	Blok funkcyjny krążenia żylnego płucnego	40
3.7	Schemat krążenia wieńcowego	41
3.8	Schemat poglądowy poszukiwanego modelu dynamiki VAD (ang. Ventricular Assist Device)	45
3.9	Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu elastacyjnego	46
3.10	Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wejściowego dla modelu elastacyjnego	47
3.11	Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu fizykalnego dla zestawu parametrów P1	50
3.12	Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu fizykalnego dla zestawu parametrów P2	50
3.13	Schemat symulowanego modelu NARX	51
3.14	Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu NARX dla zestawu parametrów P1	52
3.15	Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu NARX dla zestawu parametrów P6	53
3.16	Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego	56
3.17	Zmierzony i modelowany przebieg natężenia przepływu wyjściowego dla modelu NN dla zestawu parametrów P6	56
3.18	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla lewej komory serca . .	60
3.19	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych . .	60
3.20	Wynik modelowania ciśnienia w układzie żylnym płucnym (P_{vp}) i ciśnienia przedsionkowego (P_{la}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych	61
3.21	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla prawej komory serca .	61
3.22	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{rv}) i ciśnienia w układzie tętniczym płucnym (P_{ap}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych	62
3.23	Wynik modelowania wypływu z lewej komory (Q_{lo}) i wpływu (Q_{li}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych	63
3.24	Wynik modelowania wypływu z lewej komory (Q_{ro}) i wpływu (Q_{ri}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych	63

3.25	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla: $E_{maxl} = 4$ (N), $E_{maxl} = 3.5$ (P1), $E_{maxl} = 3$ (P2), $E_{maxl} = 2$ (P3), $E_{maxl} = 1$ (P4), $E_{maxl} = 0.7$ (P5) [$mmHg \cdot cm^{-3}$] oraz $V_{l0} = 15$ [cm^3]	64
3.26	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych (N) oraz wybranych patologii (P3 oraz P5)	65
3.27	Wynik modelowania ciśnienia w układzie żylnym płucnym (P_{vp}) i ciśnienia przedsionkowego (P_{la}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych (N) oraz wybranej patologii (P4)	65
3.28	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $E_{vad} = 0.25$ (N), $E_{vad} = 0.5$ (P1), $E_{vad} = 1$ (P2), $E_{vad} = 2$ (P3), $E_{vad} = 2.5$ (P4), $E_{vad} = 3$ (P5) [$mmHg \cdot cm^{-3}$]	67
3.29	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków fizjologicznych prawidłowych (N) oraz patologii (P5)	68
3.30	Wynik modelowania ciśnienia przedsionkowego (P_{la}) i ciśnienia w układzie żylnym płucnym (P_{vp}) dla warunków startowych (N) oraz wybranej patologii (P5)	68
3.31	Wynik modelowania przepływu na wylocie z lewej komory (Q_{lo}) oraz przepływu na wylocie z urządzenia wspomagającego dla początkowych warunków (N)	72
3.32	Wynik modelowania przepływu na wylocie z lewej komory (Q_{lo}) oraz przepływu na wylocie z urządzenia wspomagającego dla warunków (P4)	72
3.33	Wynik modelowania przepływu na wylocie z lewej komory (Q_{lo}) oraz przepływu na wylocie z urządzenia wspomagającego dla warunków (P1).	74
3.34	Wynik modelowania przepływu na wylocie z lewej komory (Q_{lo}) oraz przepływu na wylocie z urządzenia wspomagającego dla warunków (P4)	74
3.35	Wynik modelowania przepływu w lewej gałęzi zstępującej krążenia wieńcowego	75
3.36	Wynik modelowania przepływów w lewej gałęzi okalającej krążenia wieńcowego	75
3.37	Wynik modelowania przepływu żylnego wieńcowego Q_{ven} , tętniczego wieńcowego Q_{lca} oraz dodatkowego wieńcowego do prawego przedsionka Q_{ex}	76
4.1	Schemat układu sterowania torami pneumatycznymi	83
4.2	Wykresy przepływu wyjściowego z komory oraz pobieranej mocy w funkcji objętości zbiorników - cykl badań I.	87
4.3	Wykresy przepływu wyjściowego z komory oraz mocy w funkcji objętości zbiorników - cykl badań II	89
4.4	Charakterystyka przepływu w funkcji napięcia sterującego	93

4.5	Schemat układu sterowania torami pneumatycznymi z zaworem proporcjonalnym MPYE	93
4.6	Przebieg napięciowego sygnału sterującego	94
4.7	Porównanie wartości mocy całkowitej: $P_{cal}(SL)$ – moc zużywana przez układ z siłownikiem liniowym, $P_{cal}(ZP)$ – moc zużywana przez układ z zaworem proporcjonalnym (SR - wartość średnia)	97
4.8	Porównanie wartości przepływu: $Q_{out}(SL)$ – przepływ generowany przez układ z siłownikiem liniowym, $Q_{out}(ZP)$ – przepływ generowany przez układ z zaworem proporcjonalnym (SR - wartość średnia)	97
5.1	Schemat blokowy hybrydowego (hydrauliczno-numerycznego) modelu krążenia i jego połączenia z mechanicznym układem zastawki aortalnej (AV) [60]	101
5.2	Zdjęcie układu hybrydowego oraz sztucznej komory POLVAD z zaznaczonymi pomiarami	102
5.3	Zależność przepływu Q_{out} od parametrów $SP, DP, \%SYS$ oraz DEL dla przypadków P1,P2	104
5.4	Zależność rzutu minutowego sztucznej komory od ciśnienia systoli (SP) oraz częstotliwości pracy (HR)	105
5.5	Zależność rzutu minutowego sztucznej komory od procenta systoli ($\%SYS$) oraz częstotliwości pracy (HR)	106
5.6	Przepływy, ciśnienia na stanowisku laboratoryjnym do badania komory POLVAD oraz parametry objętościowe	110
5.7	Faza obniżania ciśnienia sterującego podczas napinania membrany komory POLVAD	112
5.8	Faza całkowitego napełniania podczas eksperymentu określonego warunkami: $SP = 120$ [mmHg], $DP = -75$ [mmHg], $P_{out} = 20$ [mmHg], $HR = 60$ [bpm], $\%SYS = 40$ [%].	113
5.9	Przebiegi z zaznaczonym efektem całkowitego napełnienia sztucznej komory serca	114
5.10	Przebiegi, na których nie jest widoczny efekt pełnego napełnienia sztucznej komory serca	114
5.11	Cykl wyrzutu dla warunków pracy: Faza pełnego wyrzutu z komory podczas eksperymentu określonego warunkami: $P_{pn\ max} = 200$ [mmHg], $P_{out} = 20$ [mmHg], $P_{pn\ min} = -75$ [mmHg], $\%SYS = 40$ [%], $HR = 60$ [bpm]	115
5.12	Przebiegi podczas całkowitego wyrzutu dla cyklu o warunkach pracy: $P_{pn\ max} = 200$ [mmHg], $P_{out} = 20$ [mmHg], $P_{pn\ min} = -25$ [mmHg], $\%SYS = 40$ [%], $HR = 60$ [bpm]	116

5.13	Przebiegi podczas całkowitego wyrzutu dla cyklu o warunkach pracy: $P_{pn\ max} = 145$ [mmHg], $P_{out} = 60$ [mmHg], $P_{pn\ min} = -25$ [mmHg], $\%SYS = 40$ [%], $HR = 60$ [bpm]	116
5.14	Sieć działań algorytmu adaptacyjnego krokowego R0	120
5.15	Przebieg ciśnienia P_{lv} (ciśnienie w lewej komorze) oraz P_{as} (ciśnienie tętnicze systemowe) dla pierwszych 2 [s] działania algorytmu R0 dla przypadku P1	122
5.16	Przebieg ciśnienia P_{lv} (ciśnienie w lewej komorze) oraz P_{as} (ciśnienie tętnicze systemowe) dla ostatnich 2 [s] działania algorytmu R0 dla przypadku P1	122
5.17	Przebieg ciśnienia P_{la} (ciśnienie w lewym przedsionku) oraz P_{ap} (ciśnienie tętnicze płucne) dla pierwszych 2 [s] działania algorytmu R0 dla przypadku P1	123
5.18	Przebieg ciśnienia P_{la} (ciśnienie w lewym przedsionku) oraz P_{ap} (ciśnienie tętnicze płucne) dla ostatnich 2 [s] działania algorytmu R0 dla przypadku P1	123
5.19	Przebieg ciśnienia P_{pn} (ciśnienie zasilania) dla pierwszych 2 [s] (Ppn 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Ppn 1) działania algorytmu R0 dla przypadku P1	124
5.20	Przebieg przepływu Q_{cor} dla pierwszych 2 [s] (Qcor 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Qcor 1) działania algorytmu R0 dla przypadku P1	125
5.21	Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P1	125
5.22	Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P5	127
5.23	Ogólna architektura wnioskowania regulatora rozmytego	130
5.24	Funkcje przynależności dla wejścia algorytmu całkowitego napełnienia	131
5.25	Funkcje przynależności dla wejścia algorytmu pełnego wyrzutu	132
5.26	Sieć działań algorytmu adaptacyjnego rozmytego R1	133
5.27	Przebieg ciśnienia P_{lv} oraz P_{as} dla pierwszych 2 [s] działania algorytmu R1 dla przypadku P1	135
5.28	Przebieg ciśnienia P_{lv} oraz P_{as} dla ostatnich 2 [s] działania algorytmu R1 dla przypadku P1	135
5.29	Przebieg ciśnienia P_{la} oraz P_{ap} dla pierwszych 2 [s] działania algorytmu R1 dla przypadku P1	136
5.30	Przebieg ciśnienia P_{la} oraz P_{ap} dla ostatnich 2 [s] działania algorytmu R1 dla przypadku P1	136
5.31	Porównanie przebiegów ciśnienia P_{pn} dla pierwszych 2 [s] (Ppn 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Ppn 1) działania algorytmu R1 dla przypadku P1	137
5.32	Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy algorytmu R1 dla przypadku P1	138

5.33	Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P2	138
5.34	Przykładowy przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P8	139
5.35	Widok czujnika pomiarowego od strony dolnej (a), górnej (b), płytki drukowanej (c) po montażu na króćcu pomiarowym (c) oraz w komorze krwistej (d) [133]	141
5.36	Przebieg ciśnienia wlotowego P_{in} , ciśnienia sterującego P_{pn} oraz przepływu na kaniuli sygnału sterującego F_{pn} w przypadku wystąpienia efektu całkowitego napełnienia	142
5.37	Przebieg ciśnienia P_{pn} dla pierwszych 2 [s] (Ppn 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Ppn 1) działania algorytmu R2 dla przypadku P1	143
5.38	Przebieg przepływu Q_{cor} dla pierwszych 2 [s] (Qcor 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Qcor 1) działania algorytmu R2 dla przypadku P1	144
5.39	Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P1	144
5.40	Przebieg ciśnienia P_{pn} dla pierwszych 2 [s] (Ppn 0) oraz dla ostatnich 2 [s] (Ppn 1) działania algorytmu R2 dla przypadku P1	156
5.41	Przebieg parametrów SP oraz $\%SYS$ od początku sterowania do osiągnięcia stabilnego stanu pracy dla przypadku P1	156
5.42	Zależności pomiędzy sygnałem EKG, a sygnałem PPG [16]	158
5.43	Sieć działań algorytmu adaptacyjnego rozmytego R2 dla trybu pracy asynchronicznej	159
A.1	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $V_{ol} = 5$ (N), $V_{ol} = 10$ (P1), $V_{ol} = 15$ (P2), $V_{ol} = 20$ (P3), $V_{ol} = 30$ (P4) [cm^3]	195
A.2	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz wybranej patologii (P4)	195
A.3	Wynik modelowania ciśnienia w układzie żylnym płucnym (P_{vp}) i ciśnienia przedsionkowego (P_{la}) dla warunków początkowych (N) oraz wybranej patologii (P4)	196
A.4	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $R_{as} = 1$ (N), $R_{as} = 1.2$ (P1), $R_{as} = 1.5$ (P2), $R_{as} = 1.8$ (P3), $R_{as} = 2$ (P4), $R_{as} = 2.5$ (P5) [$mmHg \cdot s/cm^3$]	198
A.5	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz wybranej patologii (P5)	198

A.6	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $R_{ap} = 0.2$ (N), $R_{ap} = 0.3$ (P1), $R_{ap} = 0.4$ (P2), $R_{ap} = 0.5$ (P3), $R_{ap} = 0.6$ (P4)	200
A.7	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz patologii (P4) [$mmHg \cdot s/cm^3$]	200
A.8	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $C_{as} = 1.8$ (N), $C_{as} = 2.2$ (P1), $C_{as} = 3.2$ (P2), $C_{as} = 4$ (P3) [$cm^3 \cdot mmHg^{-1}$]	202
A.9	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz patologii (P3)	202
A.10	Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $C_{ap} = 1.8$ (N), $C_{ap} = 2.2$ (P1), $C_{ap} = 3.2$ (P2), $C_{ap} = 4$ (P3) [$cm^3 \cdot mmHg^{-1}$]	204
A.11	Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz patologii (P3)	204

Spis tabel

1.1	Strategie wszczepiania mechanicznego wspomaganie serca	18
3.1	Wartości parametrów ciśnienia sterującego oraz błędy modelowania dla przykładowych symulowanych przypadków od P1 do P6	49
3.2	Wartości parametrów ciśnienia sterującego oraz błędy modelowania dla przykładowych symulowanych przypadków od P1 do P7	53
3.3	Wartości parametrów ciśnienia sterującego oraz błędy modelowania dla przykładowych symulowanych przypadków od P1 do P6	57
3.4	Przyjęte parametry modelu układu krążenia [24,25,28]	59
3.5	Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku badania wpływu zmiany elastancji wspomaganie komory.	66
3.6	Średnie wartości zmiennych symulowanych dla różnych wartości elastancji urządzenia wspomagającego	69
3.7	Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmian przesunięcia rzutu ze sztucznej komory	71
3.8	Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmian częstotliwości pracy sztucznej komory	73
4.1	Główne parametry sterownika pneumatycznego POLPDU-501	79
4.2	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla cyklu badań I	86
4.3	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla cyklu badań II	88
4.4	Średnie wartości mierzonych sygnałów - 1 zawór.	90
4.5	Średnie wartości mierzonych sygnałów - 2 zawory.	90
4.6	Średnie wartości mierzonych sygnałów - 1 zawór	91
4.7	Średnie wartości mierzonych sygnałów - 2 zawory,	91
4.8	Dane katalogowe zaworu MPYE-5-1/8	92
4.9	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla %SYS = 40 [%] oraz HR = 60 [bpm] (1-3)	95
4.10	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla %SYS = 50 [%] oraz HR = 60 [bpm] (4-6)	95

4.11	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 60$ [%] oraz $HR = 60$ [bpm] (7-9)	95
4.12	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 40$ [%] oraz $HR = 80$ [bpm] (10-12)	96
4.13	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 50$ [%] oraz $HR = 80$ [bpm] (13-15)	96
4.14	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 60$ [%] oraz $HR = 80$ [bpm] (16-18)	96
4.15	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla $\%SYS = 40$ [%] oraz $HR = 120$ [bpm] (19-21)	96
5.1	Opis sygnałów pomiarowych ze sterownika POLPDU-501	103
5.2	Zestaw zmienianych wartości parametrów sygnału sterującego	103
5.3	Zestaw do badań różnych form niewydolności lewej komory, przy badaniach laboratoryjnych układu sterowania adaptacyjnego krokowego R0	121
5.4	Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P8 dla algorytmu krokowego R0	126
5.5	Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P8 dla algorytmu rozmytego R1	140
5.6	Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P1-P6)	143
5.7	Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P6 dla algorytmu R2	145
5.8	Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P7-P13)	146
5.9	Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P7 do P13 dla algorytmu R2	147
5.10	Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P14-P16)	148
5.11	Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P14 do P16 dla algorytmu rozmytego R2	149
5.12	Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P17-P20)	150
5.13	Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P17 do P20 dla algorytmu rozmytego R2	151
5.14	Zestaw parametrów niewydolności lewej komory do badań laboratoryjnych algorytmu rozmytego R2 (P21-P23)	152

5.15	Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P21 do P23 dla algorytmu rozmytego R2	153
5.16	Wartości średnie uzyskane dla pierwszych (indeks 0) oraz ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P4 dla algorytmu rozmytego R2 w przypadku podłączenia przedsiionkowego	155
5.17	Wartości średnie uzyskane dla ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P1 do P3 dla algorytmu rozmytego R2 w przypadku pracy asynchronicznej .	160
5.18	Wartości średnie uzyskane dla ostatnich 10 cykli eksperymentu dla warunków od P4 do P7 dla algorytmu rozmytego R2 w przypadku pracy asynchronicznej.	161
A.1	Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości objętości szczątkowej	197
A.2	Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości oporów w układzie krążenia tętniczego systemowego	199
A.3	Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości oporów w układzie krążenia tętniczego płucnego	201
A.4	Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości podatności w układzie krążenia tętniczego systemowego	203
A.5	Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości podatności w układzie krążenia tętniczego płucnego	205
B.1	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID1	206
B.2	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID2	207
B.3	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID3	207
B.4	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID4	207
B.5	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID5	208
B.6	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID6	208
B.7	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID7	208
B.8	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID8	209
B.9	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID9	209
B.10	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID10	209
B.11	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID11	210
B.12	Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID12	210

Bibliografia

- [1] Raport wewnętrzny: Badania właściwości eksploatacyjnych sterownika POLPDU-501. Fundacja Rozwoju Kardiologii, Zabrze 2010.
- [2] Raport wewnętrzny: Badania sterownika POLPDU-501 po eksploatacji długoterminowej,. Fundacja Rozwoju Kardiologii, Zabrze 2011.
- [3] Raport wewnętrzny: Analiza eksperymentu czynnego przeprowadzonego na protezie POLVAD-EXT oraz zestawie hydraulicznym w celu ustalenia opisu dynamiki oraz zjawisk występujących podczas stanów całkowitego (lub niecałkowitego) napełniania komory POLVAD podczas akcji wspomaganie pracy serca w celu zapewnienia zadanego rzutu minutowego. Instytut Automatyki i Robotyki, Warszawa 2011.
- [4] Raport wewnętrzny: Analiza eksperymentu czynnego przeprowadzonego na protezie POLVAD-EXT oraz zestawie hydraulicznym w celu ustalenia zjawisk występujących podczas stanów całkowitego (lub niecałkowitego) wyrzutu z komory POLVAD w celu zapewnienia zadanego rzutu minutowego. Instytut Automatyki i Robotyki, Warszawa 2011.
- [5] Shvetank Agarwal and Kane M High. Newer-generation ventricular assist devices. *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, 26(2):117–130, 2012.
- [6] Mamoru Arakawa, Takashi Nishimura, Yoshiaki Takewa, Akihide Umeki, Masahiko Ando, Yuichiro Kishimoto, Shunei Kyo, Hideo Adachi, and Eisuke Tatsumi. Active control of left ventricular load by a continuous-flow lvad with a native heart load control system for longtime use. *Journal of Cardiac Failure*, 19(10):S153–S153, 2013.
- [7] Adriana Arza, Jesús Lázaro, Eduardo Gil, Pablo Laguna, Jordi Aguiló, and Raquel Bailon. Pulse transit time and pulse width as potential measure for estimating beat-to-beat systolic and diastolic blood pressure. In *Computing in Cardiology 2013*, pages 887–890. IEEE, 2013.

- [8] Idit Avrahami, Moshe Rosenfeld, and Shmuel Einav. The hemodynamics of the berlin pulsatile vad and the role of its mhv configuration. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(9):1373–1388, 2006.
- [9] Marius Berman, Jayan Parameshwar, David P. Jenkins, Kumud Dhital, Clive Lewis, Kirsty Dempster, Paul Lincoln, Catherine Sudarshan, Stephen R. Large, John Dunning, et al. Thoratec implantable ventricular assist device: the papworth experience. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 139(2):466–473, 2010.
- [10] E.A. Bocchi, F.G. Braga, S.M. Ferreira, L.E. Rohde, W.A. de Oliveira, D.R. de Almeida, Mda C. Moreira, R.B. Bestetti, S. Bordignon, C. Azevedo, et al. Iii brazilian guidelines on chronic heart failure. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 93(1 Suppl 1):3, 2009.
- [11] F. Boschetti, S. Mantero, F. Miglietta, M.L. Costantino, F.M. Montevocchi, and R. Fumero. An approach to computer automation of the extracorporeal circulation. *Computers in Biology and Medicine*, 32(2):73–83, 2002.
- [12] Luca Botta, Benedetta De Chiara, Francesca Macera, Aldo Cannata, Alessandro Costetti, Alessandra Voltolini, Antonella Moreo, Manlio Cipriani, Maria Frigerio, and Claudio Francesco Russo. Heartware-hvad for end-stage heart failure: a review of clinical experiences with ≥ 50 patients. *Expert Review of Medical Devices*, 14(6):423–437, 2017.
- [13] Matthew C. Bunte, Eugene H. Blackstone, Lucy Thuita, Jeff Fowler, Lee Joseph, Aska Ozaki, Randall C. Starling, Nicholas G. Smedira, and Maria M. Mountis. Major bleeding during heartmate ii support. *Journal of the American College of Cardiology*, 62(23):2188–2196, 2013.
- [14] Bhavin Chamadiya, Kunal Mankodiya, Manfred Wagner, and Ulrich G Hofmann. Textile-based, contactless ecg monitoring for non-icu clinical settings. *Journal of Ambient Intelligence and Humanized Computing*, 4(6):791–800, 2013.
- [15] G. Champsaur, J. Ninet, M. Vigneron, P. Cochet, J. Neidecker, and P. Boissonnat. Use of the abiomed bvs system 5000 as a bridge to cardiac transplantation. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 100(1):122–128, 1990.
- [16] Younhee Choi, Qiao Zhang, and Seokbum Ko. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and hilbert–huang transform. *Computers & Electrical Engineering*, 39(1):103–111, 2013.

- [17] D.G. Holmes Cong Shi-guo, editor. *Some fundamental issues regarding the use of neural network controllers*, number 397-402. Proceedings of The Australian Power Electronics Conference, 1993.
- [18] Lenard Conradi, Johannes Schirmer, Beate Reiter, Hendrik Treede, Mathias Kubik, Hermann C. Reichensperner H., and Florian M. Wagner. First successful use of the new ab5000 portable circulatory support console as bridge to recovery in a case of dilated cardiomyopathy. *The International Journal of Artificial Organs*, 33(11):824–827, 2010.
- [19] Denton A. Cooley. Some thoughts about the historic events that led to the first clinical implantation of a total artificial heart. *Texas Heart Institute Journal*, 40(2):117, 2013.
- [20] Denton A. Cooley, Domingo Liotta, Grady L. Hallman, Robert D. Bloodwell, Robert D. Leachman, and John D. Milam. Orthotopic cardiac prosthesis for two-staged cardiac replacement. *The American Journal of Cardiology*, 24(5):723–730, 1969.
- [21] Jack G. Copeland, Hannah Copeland, Monica Gustafson, Nicole Mineburg, Diane Covington, Richard G. Smith, and Mark Friedman. Experience with more than 100 total artificial heart implants. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 143(3):727–734, 2012.
- [22] Lieke GE Cox, Sandra Loerakker, Marcel CM Rutten, Bas AJM De Mol, and Frans N Van De Vosse. A mathematical model to evaluate control strategies for mechanical circulatory support. *Artificial organs*, 33(8):593–603, 2009.
- [23] M. Darowski, T. Orłowski, A. Weryński, J.M. Wojcicki, and K. Gorczyńska. Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna tom 3-sztuczne narządy. *Warsaw: AOW EXIT*, 2001.
- [24] C. De Lazzari, D. Neglia, G. Ferrari, F. Bernini, M. Micalizzi, A. L’Abbate, and M.G. Trivella. Computer simulation of coronary flow waveforms during caval occlusion. *Methods of Information in Medicine*, 48(02):113–122, 2009.
- [25] Claudio De Lazzari, M. Darowski, G. Ferrari, F. Clemente, and M. Guaragno. Computer simulation of haemodynamic parameters changes with left ventricle assist device and mechanical ventilation. *Computers in Biology and Medicine*, 30(2):55–69, 2000.
- [26] R.D. Dowling, S.J. Park, F.D. Pagani, A.J. Tector, Y. Naka, T.B. Icenogle, V.L. Poirier, and O.H. Frazier. Heartmate® ve lvas design enhancements and its impact on device reliability. *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 25(6):958–963, 2004.
- [27] B. Fajdek, K. Janiszowski, and A. Siewnicka. Automatic adaptation of parameters for artificial heart pneumatic control system. Dania, 2012. ACD 2012.

- [28] G Ferrari. Study of artero-ventricular interaction as an approach to the analysis of circulatory physiopathology: Methods, tools and applications. *Rome (Italy): Consiglio Nazionale delle Ricerche*, 1977.
- [29] O.H. Frazier, Claude R. Benedict, Branislav Radovancevic, Roger J. Bick, Pavel Capek, William E. Springer, Michael P. Macris, Reynolds Delgado, and L. Maximilian Buja. Improved left ventricular function after chronic left ventricular unloading. *The Annals of Thoracic Surgery*, 62(3):675–682, 1996.
- [30] O.H. Frazier, Robert D. Dowling, Laman A. Gray Jr, Nyma A. Shah, Toni Pool, and Igor Gregoric. The total artificial heart: Where we stand. *Cardiology*, 101(1-3):117–121, 2004.
- [31] O.H. Frazier and Timothy J. Myers. Left ventricular assist system as a bridge to myocardial recovery. *The Annals of Thoracic Surgery*, 68(2):734–741, 1999.
- [32] O.H. Frazier, Eric A. Rose, Quentin Macmanus, Nelson A. Burton, Edward A. Lefrak, Victor L. Poirier, and Kurt A. Dasse. Multicenter clinical evaluation of the heartmate 1000 ip left ventricular assist device. *The Annals of Thoracic Surgery*, 53(6):1080–1090, 1992.
- [33] O.H. Frazier, Eric A. Rose, Mehmet C. Oz, Walter Dembitsky, Patrick McCarthy, Branislav Radovancevic, Victor L. Poirier, Kurt A. Dasse, HeartMate LVAS Investigators, et al. Multicenter clinical evaluation of the heartmate vented electric left ventricular assist system in patients awaiting heart transplantation. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 122(6):1186–1195, 2001.
- [34] O.H. Frazier, Nyma A. Shah, Timothy J. Myers, Kimberly D. Robertson, Igor D. Gregoric, and Reynolds Delgado. Use of the flowmaker (jarvik 2000) left ventricular assist device for destination therapy and bridging to transplantation. *Cardiology*, 101(1-3):111–116, 2004.
- [35] Libera Fresiello. *Development of a modelling platform for MCSS testing: a new modular circulatory model including autonomic controls*. PhD thesis, Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. Macieja Nałęczza Polskiej Akademii Nauk, 2014.
- [36] Jens Garbade, Hartmuth B. Bittner, Markus J. Barten, and Friedrich-Wilhelm Mohr. Current trends in implantable left ventricular assist devices. *Cardiology Research and Practice*, 2011, 2011.
- [37] A. Garber and M. Linvingston. History of the circulatory system: Discovery of the basics. *UWOMJ*, 77(2):3, 2008.

- [38] Guruprasad A. Giridharan, Thomas J. Lee, Mickey Ising, Michael A. Sobieski, Steven C. Koenig, Laman A. Gray, and Mark S. Slaughter. Miniaturization of mechanical circulatory support systems. *Artificial Organs*, 36(8):731–739, 2012.
- [39] Guruprasad A. Giridharan, Mikhail Skliar, Donald B. Olsen, and George M. Pantalos. Modeling and control of a brushless dc axial flow ventricular assist device. *ASAIO Journal*, 48(3):272–289, 2002.
- [40] A. Golnik, B. Fajdek, and K. Janiszowski. Modelowanie układu krążenia z możliwością równoległego wspomaganie pracy komór serca w pakiecie programowym pexsim. *Pomiary Automatyka Robotyka*, 14:100–105, 2010.
- [41] Norman A. Gray Jr and Craig H. Selzman. Current status of the total artificial heart. *American Heart Journal*, 152(1):4–10, 2006.
- [42] Shaun D. Gregory, Daniel Timms, Nicholas Gaddum, David G Mason, and John F. Fraser. Biventricular assist devices: a technical review. *Annals of Biomedical Engineering*, 39(9):2313, 2011.
- [43] Bartley P. Griffith, Robert L. Kormos, Harvey S. Borovetz, Kenneth Litwak, James F. Antaki, Victor L. Poirier, and Kenneth C. Butler. Heartmate ii left ventricular assist system: from concept to first clinical use. *The Annals of Thoracic Surgery*, 71(3):S116–S120, 2001.
- [44] K Griffith, E Jenkins, and FD Pagani. First american experience with the terumo duraheart™ left ventricular assist system. *Perfusion*, 24(2):83–89, 2009.
- [45] W.B. Gu, C.C.Y. Poon, HK Leung, M.Y. Sy, MYM Wong, and Y.T. Zhang. A novel method for the contactless and continuous measurement of arterial blood pressure on a sleeping bed. In *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 6084–6086. IEEE, 2009.
- [46] Swaminatha V Gurudevan, Francisco Arabia, Fardad Esmailian, Danny Ramzy, Lawrence M. Czer, Jon A. Kobashigawa, and Jaime Moriguchi. The total artificial heart: an effective bridge to transplantation in patients with advanced heart failure. *Journal of the American College of Cardiology*, 63(12_S), 2014.
- [47] Hiroaki Harasaki, Kiyotaka Fukamachi, Alex Massiello, Ji-Feng Chen, Stephen C. Himley, Fumio Fukumura, Kazuhiro Muramoto, Satoshi Niu, Kent Wika, and Charles R. Davies. Progress in cleveland clinic-nimbus total artificial heart development. *ASAIO Journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)*, 40(3):M494–8, 1994.

- [48] Paul A. Heidenreich, Nancy M. Albert, Larry A. Allen, David A. Bluemke, Javed Butler, Gregg C. Fonarow, John S Ikonomidis, Olga Khavjou, Marvin A. Konstam, Thomas M. Maddox, et al. Forecasting the impact of heart failure in the united states: a policy statement from the american heart association. *Circulation: Heart Failure*, 6(3):606–619, 2013.
- [49] Roland Hetzer, Vladimir Alexi-Meskishvili, Yuguo Weng, Michael Hübler, Evgenij Potapov, Thorsten Drews, Ewald Hennig, Friedrich Kaufmann, and Brigitte Stiller. Mechanical cardiac support in the young with the berlin heart excor pulsatile ventricular assist device: 15 years' experience. In *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery: Pediatric Cardiac Surgery Annual*, volume 9, pages 99–108. Elsevier, 2006.
- [50] Stephan Heuer, Sebastian Chiriac, Malte Kirst, Adnene Gharbi, and Wilhelm Stork. Signal quality assessment for capacitive ecg monitoring systems using body-sensor-impedance. In *BIOSIGNALS*, pages 454–458, 2011.
- [51] Andrew Zygmund Hunsberger. *Modeling and analysis of interactions between a pulsatile pneumatic ventricular assist device and the left ventricle*. PhD thesis, University of Pittsburgh, 2005.
- [52] Krzysztof Janiszowski. Podstawy wyznaczania opisu i sterowania obiektów dynamicznych. *Wydawnictwa Politechniki Warszawskiej, Warszawa*, 1991.
- [53] Krzysztof Janiszowski and Paweł Wnuk. Pexsim-a novel approach to the problem of the investigation of complex dynamic systems in an industrial environment. *Problemy Eksploatacji*, pages 17–35, 2006.
- [54] Robert K. Jarvik. The total artificial heart. *Scientific American*, 244(1):74–81, 1981.
- [55] G. Kimble Jett. Abiomed bvs 5000: experience and potential advantages. *The Annals of Thoracic Surgery*, 61(1):301–304, 1996.
- [56] Zonchao Jin and Jianan Qin. An electric model with time varying resistance for a pneumatic membrane blood pump. *ASAIO Journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)*, 39(1):56–61, 1993.
- [57] S. Kim, Hunmo Kim, Jungwoo Ryu, and Sungtaek Chung. Control of left ventricular assist device using artificial neural network. ... in *Medicine and Biology Society, 1997 ...*, 63(C):28–31, 1997.
- [58] Richard Klabunde. *Cardiovascular Physiology Concepts*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.

- [59] Theodosios Korakianitis and Yubing Shi. Numerical simulation of cardiovascular response with vad support. *Proceedings of the World Congress on . . .*, II:4–9, 2007.
- [60] M. Kozarski, P. Suwalski, K. Zieliński, K. Górczyńska, B. Szafron, K.J. Pałko, R. Smoczyński, and M. Darowski. A hybrid (hydro-numerical) circulatory model: investigations of mechanical aortic valves and a numerical valve model. *Bulletin of the Polish Academy of Sciences Technical Sciences*, 63(3):605–612, 2015.
- [61] Maciej Kozarski, Gianfranco Ferrari, Krzysztof Zieliński, Krystyna Górczyńska, Krzysztof J Pałko, Arkadiusz Tokarz, and Marek Darowski. A new hybrid electro-numerical model of the left ventricle. *Computers in Biology and Medicine*, 38(9):979–989, 2008.
- [62] A Kumar and P.S. Khanwilkar. *Comprehensive Biomaterials*, chapter 6.625 - Long-Term Implantable Ventricular Assist Devices (VADs) and Total Artificial Hearts (TAHs), pages 389–402. Elsevier, 2011.
- [63] R. Kustos, M. Gawlikowski, M. Darlak, and A Kapis. Pneumatyczny system wspomaganie serca polcas do zastosowań długoterminowych. In *Slaskie Warsztaty Biotechnologii i Bioinżynierii Medycznej – BIO-TECH-MED*, Zabrze 2005.
- [64] Roman Kustos, Adam Jarosz, Maciej Gawlikowski, Artur Kapis, and Małgorzata Gonsior. Rola i perspektywy rozwoju polskich pneumatycznych pomp wspomaganie serca na rynku profitez serca. *Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne*. Zabrze: Epigraf, pages 334–366, 2013.
- [65] Shunei Kyo, Taishi Minami, Takashi Nishimura, Satoshi Gojo, and Minoru Ono. New era for therapeutic strategy for heart failure: destination therapy by left ventricular assist device. *Journal of Cardiology*, 59(2):101–109, 2012.
- [66] Vidyadhar Lad, Abdelsalam Elhenawy, Steve Harwood, Jane MacIver, Mitesh V Badiwala, Mark Vallelonga, Terrence M. Yau, Robert J. Cusimano, Diego H. Delgado, Heather J. Ross, et al. Mechanical circulatory support with the abiomed bvs 5000: The toronto general hospital experience. *Canadian Journal of Cardiology*, 26(9):467–470, 2010.
- [67] César Jules Joseph Le Gallois. *Expériences sur le principe de la vie: notamment sur celui des mouvements du coeur, et sur le siège de ce principe*. d’Hautel, 1812.
- [68] Kenneth Levenberg. A method for the solution of certain non-linear problems in least squares. *Quarterly of Applied Mathematics*, 2(2):164–168, 1944.

- [69] Howard R. Levin, Mehmet C. Oz, Jonathan M. Chen, Milton Packer, Eric A. Rose, and Daniel Burkhoff. Reversal of chronic ventricular dilation in patients with end-stage cardiomyopathy by prolonged mechanical unloading. *Circulation*, 91(11):2717–2720, 1995.
- [70] C.W. Li and H.D. Cheng. A nonlinear fluid model for pulmonary blood circulation. *Journal of Biomechanics*, 26(6):653–664, 1993.
- [71] Peter Libby, Robert O. Bonow, Douglas L. Mann, and Douglas P. Zipes. *Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine, 2-Volume Set*. Elsevier Health Sciences, 2007.
- [72] Ki Moo Lim, In Su Kim, Seong Wook Choi, Byung Goo Min, Yong Soon Won, Heon Young Kim, and Eun Bo Shim. Computational analysis of the effect of the type of lvad flow on coronary perfusion and ventricular afterload. *The Journal of Physiological Sciences*, 59(4):307–316, 2009.
- [73] Charles Augustus Lindbergh. An apparatus for the culture of whole organs. *Journal of Experimental Medicine*, 62(3):409–431, 1935.
- [74] C.C. Long, A.L. Marsden, and Y. Bazilevs. Fluid–structure interaction simulation of pulsatile ventricular assist devices. *Computational Mechanics*, 52(5):971–981, 2013.
- [75] James W. Long. Advanced mechanical circulatory support with the heartmate left ventricular assist device in the year 2000. *The Annals of Thoracic Surgery*, 71(3):S176–S182, 2001.
- [76] Donald W. Marquardt. An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics*, 11(2):431–441, 1963.
- [77] Alex Massiello, Raymond Kiraly, Kenneth Butler, Steve Himley, Ji-Feng Chen, and Patrick M McCarthy. The cleveland clinic-nimbus total artificial heart: Design and in vitro function. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 108(3):412–419, 1994.
- [78] Patrick M. McCarthy, Satoshi Nakatani, Rita Vargo, Kandice Kottke-Marchant, Hiroaki Harasaki, Karen B. James, Robert M. Savage, and James D. Thomas. Structural and left ventricular histologic changes after implantable lvad insertion. *The Annals of Thoracic Surgery*, 59(3):609–613, 1995.

- [79] Patrick M. McCarthy, Nan Wang, and Rita Vargo. Preperitoneal insertion of the heartmate 1000 ip implantable left ventricular assist device. *The Annals of Thoracic Surgery*, 57(3):634–638, 1994.
- [80] Richard B. Medvitz, James W. Kreider, Keefe B. Manning, Arnold A. Fontaine, Steven Deutsch, and Eric G. Paterson. Development and validation of a computational fluid dynamics methodology for simulation of pulsatile left ventricular assist devices. *ASAIO Journal*, 53(2):122–131, 2007.
- [81] Writing Group Members, Donald Lloyd-Jones, Robert J. Adams, Todd M. Brown, Mercedes Carnethon, Shifan Dai, Giovanni De Simone, T. Bruce Ferguson, Earl Ford, Karen Furie, et al. Executive summary: heart disease and stroke statistics—2010 update: a report from the american heart association. *Circulation*, 121(7):948–954, 2010.
- [82] Kazimierz Michalik, Krzysztof Banaś, Przemysław Płaszewski, and Paweł Cybułka. Modular fem framework modfem for generic scientific parallel simulations. *Computer Science*, 14(3):513–528, 2013.
- [83] Carmelo A. Milano and Alan A. Simeone. Mechanical circulatory support: devices, outcomes and complications. *Heart Failure Reviews*, 18(1):35–53, 2013.
- [84] H. Miura, I. Saito, F. Sato, Y. Shiraishi, T. Yambe, and H. Matsuki. A new control method depending on primary phase angle of transcatheter energy transmission system for artificial heart. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, pages 5723–5726. IEEE, 2013.
- [85] Jan Mocha, Aleksander Sobotnicki, and Marek Czerw. Measurements of blood pressure inside a ventricular assist device. *Journal of Medical Informatics & Technologies*, 17, 2011.
- [86] Andrea Montalto, Antonio Loforte, Francesco Musumeci, Thomas Krabatsch, and M. Slaughter. Mechanical circulatory support in end-stage heart failure. *Switzerland: Springer International Publishing*, 2017.
- [87] Mir-Hossein Moosavi, Nasser Fatourae, and Hamid Katoozian. Finite element analysis of blood flow characteristics in a ventricular assist device (vad). *Simulation Modelling Practice and Theory*, 17(4):654–663, 2009.
- [88] D.L. Morales, F. Zafar, A. Lorts, T.D. Ryan, C. Chin, J.A. Towbin, and J.L. Jefferies. Worldwide use of syncardia total artificial heart in adolescents: A 25-year experience. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, 32(4):S109, 2013.

- [89] Rohinton J. Morris. Total artificial heart—concepts and clinical use. In *Seminars in thoracic and cardiovascular surgery*, volume 20, pages 247–254. Elsevier, 2008.
- [90] Michiel Morshuis, Michael Schoenbrodt, Chisato Nojiri, Daniela Roefe, Sebastian Schulte-Eistrup, Jochen Boergemann, Jan F. Gummert, and Latif Arusoglu. Duraheart magnetically levitated centrifugal left ventricular assist system for advanced heart failure patients. *Expert Review of Medical Devices*, 7(2):173–183, 2010.
- [91] Tofy Mussivand. Mechanical circulatory devices for the treatment of heart failure. *Journal of Cardiac Surgery*, 14(3):218–228, 1999.
- [92] Noritsugu Naito, Yoshiaki Takewa, Satoru Kishimoto, Kei Iizuka, Toshihide Mizuno, Tomonori Tsukiya, Minoru Ono, and Eisuke Tatsumi. Preclinical animal study of the nipro-ventricular assist device for use in pediatric patients. *Journal of Artificial Organs*, 21(2):156–163, 2018.
- [93] Satoshi Nakatani, Patrick M. McCarthy, Kandice Kottke-Marchant, Hiroaki Harasaki, Karen B. James, Robert M. Savage, and James D. Thomas. Left ventricular echocardiographic and histologic changes: impact of chronic unloading by an implantable ventricular assist device. *Journal of the American College of Cardiology*, 27(4):894–901, 1996.
- [94] Kumpati S. Narendra and Kannan Parthasarathy. Identification and control of dynamical systems using neural networks. *Neural Networks, IEEE Transactions on*, 1(1):4–27, 1990.
- [95] Till Neumann, Janine Biermann, Raimund Erbel, Anja Neumann, Jürgen Wasem, Georg Ertl, and Rainer Dietz. Heart failure: the commonest reason for hospital admission in germany: medical and economic perspectives. *Deutsches Ärzteblatt International*, 106(16):269, 2009.
- [96] A. Nguyen, M. Pozzi, C. Mastroianni, P. Léger, D. Loisançe, A. Pavie, P. Leprince, and M. Kirsch. Bridge to transplantation using paracorporeal biventricular assist devices or the syncardia temporary total artificial heart: is there a difference? *The Journal of Cardiovascular Surgery*, 2014.
- [97] Takashi Nishimura. Current status of extracorporeal ventricular assist devices in japan. *Journal of Artificial Organs*, 17(3):211–219, 2014.
- [98] Tomohiro Nishinaka, Heinrich Schima, Wilfried Roethy, Angela Rajek, Chisato Nojiri, Ernest Wolner, and Georg M. Wieselthaler. The duraheart vad a magnetically levitated centrifugal pump. *Circulation Journal*, 70(11):1421–1425, 2006.

- [99] Yukihiro Nosé. Toward a totally implantable artificial heart: development status at cleveland clinic. In *Artificial Heart 3*, pages 147–165. Springer, 1991.
- [100] Yukihiro Nosé, Satoshi Ohtsubo, and Eiki Tayama. Therapeutic and physiological artificial heart: future prospects. *Artificial Organs*, 21(7):592–596, 1997.
- [101] Ross Nye, Zhe Zhang, and Qiang Fang. Continuous non-invasive blood pressure monitoring using photoplethysmography: A review. In *2015 International Symposium on Bioelectronics and Bioinformatics (ISBB)*, pages 176–179. IEEE, 2015.
- [102] Stanisław Osowski. *Sieci neuronowe w ujęciu algorytmicznym*. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne, 1996.
- [103] Francis D. Pagani, James W. Long, Walter P. Dembitsky, Lyle D. Joyce, and Leslie W. Miller. Improved mechanical reliability of the heartmate xve left ventricular assist system. *The Annals of Thoracic Surgery*, 82(4):1413–1418, 2006.
- [104] Mark S. Parker, Lester J. Fahrner, Brian P.F. Deuell, Kathryn M Olsen, Vigneshwar Kasirajan, Keyur B. Shah, Angel E. Medina, Kelly R. Doolin, Patti Ann de Groot, and William C. Goodman. Total artificial heart implantation: Clinical indications, expected postoperative imaging findings, and recognition of complications. *American Journal of Roentgenology*, 202(3):W191–W201, 2014.
- [105] Tomasz Pasiński and Małgorzata Buksińska-Lisik. Review article left ventricular assist device—unexpected benefits for the failing heart. *Kardiologia Polska (Polish Heart Journal)*, 66(6):678–683, 2008.
- [106] Giancarlo Pennati, G.B. Fiore, Katia Laganà, and Roberto Fumero. Mathematical modeling of fluid dynamics in pulsatile cardiopulmonary bypass. *Artificial Organs*, 28(2):196–209, February 2004.
- [107] Victor L. Poirier. The heartmate left ventricular assist system: worldwide clinical results. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 11(Supplement):S39–S44, 1997.
- [108] Piotr Ponikowski, Stefan D. Anker, Khalid F. AlHabib, Martin R. Cowie, Thomas L. Force, Shengshou Hu, Tiny Jaarsma, Henry Krum, Vishal Rastogi, Luis E. Rohde, et al. Heart failure: preventing disease and death worldwide. *ESC Heart Failure*, 1(1):4–25, 2014.
- [109] Jai Raman. *Management of Heart Failure: Volume 2: Surgical*. Springer, 2016.

- [110] Peter Razeghi, Timothy J. Myers, O.H. Frazier, and Heinrich Taegtmeier. Reverse remodeling of the failing human heart with mechanical unloading. *Cardiology*, 98(4):167–174, 2002.
- [111] Steven H. Reichenbach, David J. Farrar, and J. Donald Hill. A versatile intracorporeal ventricular assist device based on the thoratec vad system. *The Annals of Thoracic Surgery*, 71(3):S171–S175, 2001.
- [112] H. Reul. The medos/hia system: development, results, perspectives. *The Thoracic and Cardiovascular Surgeon*, 47(S 2):311–315, 1999.
- [113] Thomas C. Rintoul, KENNETH C. Butler, Douglas C. Thomas, John W. Carriker, Timothy R. Maher, RAYMOND J. Kiraly, Alex Massiello, Stephen C. Himley, J.F. Chen, and Kiyotaka Fukamachi. Continuing development of the cleveland clinic-nimbus total artificial heart. *ASAIO Journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)*, 39(3):M168–71, 1993.
- [114] Véronique L. Roger, Alan S. Go, Donald M. Lloyd-Jones, Robert J. Adams, Jarett D. Berry, Todd M. Brown, Mercedes R. Carnethon, Shifan Dai, Giovanni De Simone, Earl S. Ford, et al. Heart disease and stroke statistics—2011 update: a report from the american heart association. *Circulation*, 123(4):e18–e209, 2011.
- [115] A. Rukosujew, M. Fugmann, and HH Scheld. The artificial heart: first steps in its development. 1949. *The Thoracic and cardiovascular surgeon*, 55(8):471, 2007.
- [116] Louis E. Samuels, Elena C. Holmes, Matthew P. Thomas, John C Entwistle III, Rohinton J. Morris, Jaguat Narula, and Andrew S. Wechsler. Management of acute cardiac failure with mechanical assist: experience with the abimed bvs 5000. *The Annals of Thoracic Surgery*, 71(3):S67–S72, 2001.
- [117] K.R. Sandra, A.S. Anusha, N. Madhu Mohan, and Boby George. Simulation study of a contactless, capacitive ecg system. In *TENCON 2014-2014 IEEE Region 10 Conference*, pages 1–6. IEEE, 2014.
- [118] Christof Schmid, Tonny DT Tjan, Christian Etz, Christoph Schmidt, Frauke Wenzelburger, Markus Wilhelm, Markus Rothenburger, Gabi Drees, and Hans H Scheld. First clinical experience with the incor left ventricular assist device. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, 24(9):1188–1194, 2005.
- [119] Wolfgang Schreiner, Friederike Neumann, and Werner Mohl. The role of intramyocardial pressure during coronary sinus interventions: a computer model study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 37(10):956–967, 1990.

- [120] Johannes Schumm, Bert Arnrich, and Gerhard Tröster. Ecg monitoring in an airplane seat: Appraising the signal quality. *IEEE Pervasive Computing*, 11(4):28–34, 2011.
- [121] Zahra Hashemi Shahraki and Hanieh Niroomand Oscuii. Numerical investigation of three patterns of motion in an electromagnetic pulsatile vad. *ASAIO Journal*, 60 3:304–10, 2014.
- [122] Yubing Shi and Theodosios Korakianitis. Numerical simulation of cardiovascular dynamics with left heart failure and in-series pulsatile ventricular assist device. *Artificial Organs*, 30(12):929–948, 2006.
- [123] Yubing Shi, Patricia V. Lawford, and D. Rodney Hose. Numerical modeling of hemodynamics with pulsatile impeller pump support. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(8):2621–2634, 2010.
- [124] A. Siewnicka, B. Fajdek, and K. Janiszowski. Application of a pexsim for modeling a polvad artificial heart and the human circulatory system with left ventricle assistance. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, 16(2):107–124, 2010.
- [125] A. Siewnicka, B. Fajdek, and K. Janiszowski. Simulation of human circulatory system with coronary circulation and ventricular assist device. In *Mechatronics*, pages 679–683. Springer, 2011.
- [126] A. Siewnicka, B. Fajdek, K. Janiszowski, and K. Chołost. Diagnostyka stanu napełnienia sztucznej komory serca polvad. *Pomiary Automatyka Kontrola*, 58:40–43, 2012.
- [127] Marwan A. Simaan, Antonio Ferreira, Shaohi Chen, James F. Antaki, and David G. Galati. A dynamical state space representation and performance analysis of a feedback-controlled rotary left ventricular assist device. *Control Systems Technology, IEEE Transactions on*, 17(1):15–28, 2009.
- [128] Mark S. Slaughter, Joseph G. Rogers, Carmelo A. Milano, Stuart D. Russell, John V. Conte, David Feldman, Benjamin Sun, Antone J. Tatoes, Reynolds M Delgado III, James W. Long, et al. Advanced heart failure treated with continuous-flow left ventricular assist device. *New England Journal of Medicine*, 361(23):2241–2251, 2009.
- [129] Mark S. Slaughter, Michael A. Sobieski, Michele Martin, Muhyaldeen Dia, and Marc A. Silver. Home discharge experience with the thoratec tlc-ii portable driver. *ASAIO Journal*, 53(2):132–135, 2007.
- [130] Mark S. Slaughter, Steven S. Tsui, Aly El-Banayosy, Benjamin C. Sun, Robert L. Kormos, Dale K. Mueller, H. Todd Massey, Timothy B. Icenogle, David J. Farrar,

- J. Donald Hill, et al. Results of a multicenter clinical trial with the thoratec implantable ventricular assist device. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 133(6):1573–1580, 2007.
- [131] Marvin J. Slepian, Yared Alemu, João Silva Soares, Richard G. Smith, Shmuel Einav, and Danny Bluestein. The syncardiaTM total artificial heart: in vivo, in vitro, and computational modeling studies. *Journal of Biomechanics*, 46(2):266–275, 2013.
- [132] Alan J. Snyder, Walter E. Pae, Gerson Rosenberg, William J. Weiss, and William S. Pierce. The penn state implantable artificial heart: Current status. In *Artificial Heart 3*, pages 205–213. Springer, 1991.
- [133] Aleksander Sobotnicki, Jan Mocha, Marek Czerw, Paweł Gibiński, Adam Gacek, and Tadeusz Pałko. Metody pomiaru istotnych parametrów biomedycznych w protezie serca oraz ich techniczna implementacja. W: *Polskie protezy serca, opracowanie konstrukcji, badania kwalifikacyjne, przedkliniczne i kliniczne*. Epigraf, Zabrze, pages 283–333, 2013.
- [134] Aleksander Sobotnicki, Tadeusz Pałko, Jan Mocha, and Marek Czerw. Evaluation of volumetric parameters of the ventricular assist device using bioimpedance method. *Journal of Medical Informatics & Technologies*, 19, 2012.
- [135] Simon J. Sonntag, Tim A.S. Kaufmann, Martin R. Büsen, Marco Laumen, Torsten Linde, Thomas Schmitz-Rode, and Ulrich Steinseifer. Simulation of a pulsatile total artificial heart: Development of a partitioned fluid structure interaction model. *Journal of Fluids and Structures*, 38:187–204, 2013.
- [136] Elektroniczny Podręcznik Statystyki StatSoft. Web: <http://www.statsoft.pl/textbook/stathome.html>, 2006.
- [137] Michael Charles Stevens, Nicholas Richard Gaddum, Mark Percy, Robert F. Salamonsen, Daniel Lee Timms, David Glen Mason, and John F. Fraser. Frank-starling control of a left ventricular assist device. *Conference proceedings : Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference*, 2011:1335–8, January 2011.
- [138] Michał Syfert and Paweł Wnuk. Przetwarzanie sygnałów w pakiecie pexsim: zasady, techniki, możliwości. *Pomiary Automatyka Robotyka*, 14:84–89, 2010.

- [139] H Takano, T Nakatani, Y Taenaka, Y Kitoh, K Hiramori, K Haze, A Itoh, T Fujita, and H Manabe. Treatment of acute profound heart failure by ventricular assist device. *Japanese Circulation Journal*, 56(1):100–10, 1992.
- [140] Daniel G. Tang, Philip E. Oyer, and Hari R. Mallidi. Ventricular assist devices: history, patient selection, and timing of therapy. *Journal of Cardiovascular Translational Research*, 2(2):159–167, 2009.
- [141] Sylvain Thuaudet. The medos ventricular assist device system. *Perfusion*, 15(4):337–343, 2000.
- [142] Daniel Timms. A review of clinical ventricular assist devices. *Medical Engineering & Physics*, 33(9):1041–1047, 2011.
- [143] Daniel L. Timms, Shaun D. Gregory, Nicholas A. Greatrex, Mark J. Pearcy, John F. Fraser, and Ulrich Steinseifer. A compact mock circulation loop for the in vitro testing of cardiovascular devices. *Artificial Organs*, 35(4):384–391, 2011.
- [144] Władysław Zygmunt Traczyk and Andrzej Trzebski. *Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej, Wydanie III*. Wydawnictwo lekarskie PZWL, 2009.
- [145] Harukazu Tsuruta, Toshiro Sato, Masuo Shirataka, and Noriaki Ikeda. Mathematical model of cardiovascular mechanics for diagnostic analysis and treatment of heart failure: Part 1 model description and theoretical analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 32(1):3–11, 1994.
- [146] Pascal Verdonck. *Advances in Biomedical Engineering*. Elsevier, 2008.
- [147] F.R. Waldenberger, Bart Meyns, H. Reul, R. Eilers, and Willem Flameng. Pre-clinical evaluation of a novel, pneumatic, ventricular assist device (medos® hia-vad®) under pathophysiological conditions. *The International journal of artificial organs*, 20(7):389–396, 1997.
- [148] F.R. Waldenberger, E. Pongo, Bart Meyns, and Willem Flameng. Left-ventricular unloading with a new pulsatile assist device: the hia-vad system and its influence on myocardial stunning. *The Thoracic and Cardiovascular Surgeon*, 43(06):313–319, 1995.
- [149] T. Waters, P Allaire, G. Tao, M Adams, G. Bearnson, N. Wei, E. Hilton, M. Baloh, D. Olsen, P. Khanwilkar, et al. Motor feedback physiological control for a continuous flow ventricular assist device. *Artificial Organs*, 23:480–486, 1999.
- [150] William J. Weiss, Gerson Rosenberg, Alan J. Snyder, William S. Pierce, Walter E. Pae, Hideo Kuroda, Marjorie A. Rawhouser, George Felder, John D. Reibson, Thomas J.

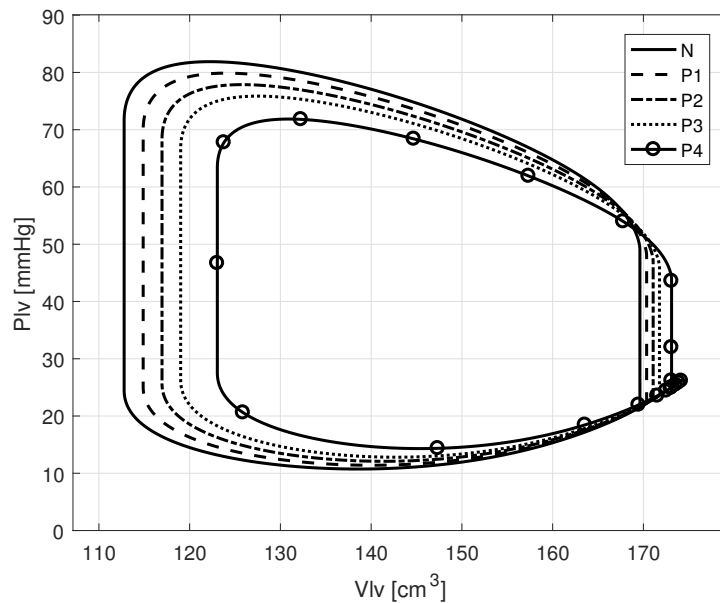
- Cleary, et al. Steady state hemodynamic and energetic characterization of the penn state/3m health care total artificial heart. *ASAIO Journal (American Society for Artificial Internal Organs: 1992)*, 45(3):189–193, 1999.
- [151] Stephen Westaby, Kyriakos Anastasiadis, and George M. Wieselthaler. Cardiogenic shock in acs. part 2: role of mechanical circulatory support. *Nature Reviews Cardiology*, 9(4):195, 2012.
- [152] Georg M Wieselthaler, O Gerry, Paul Jansz, Asghar Khaghani, Martin Strueber, HVAD Clinical Investigators, et al. Initial clinical experience with a novel left ventricular assist device with a magnetically levitated rotor in a multi-institutional trial. *The Journal of Heart and Lung Transplantation*, 29(11):1218–1225, 2010.
- [153] Eric L. Wu, Michael C. Stevens, Jo P. Pauls, and Ulrich Steinseifer. First-generation ventricular assist devices. In *Mechanical Circulatory and Respiratory Support*, pages 93–115. Elsevier, 2018.
- [154] Kin-fai Wu and Yuan-ting Zhang. Contactless and continuous monitoring of heart electric activities through clothes on a sleeping bed. In *2008 International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*, pages 282–285. IEEE, 2008.
- [155] Yi Wu, Paul Allaire, Gang Tao, Houston Wood, Don Olsen, and Curt Tribble. An advanced physiological controller design for a left ventricular assist device to prevent left ventricular collapse. *Artificial Organs*, 27(10):926–930, 2003.
- [156] Yi Wu Yi Wu, P. E. Allaire, Gang Tao Gang Tao, and D. Olsen. Modeling, estimation, and control of human circulatory system with a left ventricular assist device, 2007.
- [157] Yih-Choung Yu, J. Robert Boston, Marwan A. Simaan, Phil J. Miller, and James F. Antaki. Pressure-volume relationship of a pulsatile blood pump for ventricular assist device development. *ASAIO Journal*, 47(3):293–301, 2001.
- [158] J.G. Ziegler and N.B. Nichols. Optimum settings for automatic controllers. *Trans. ASME*, 64(11), 1942.
- [159] T. Zieliński, A. Browarek, M. Zembala, J. Sadowski, M. Zakliczyński, P. Przybylowski, K. Roguski, A.B. Kosakowska, and J. Korewicki. Risk stratification of patients with severe heart failure awaiting heart transplantation—prospective national registry {POLKARD} {HF}. *Transplantation Proceedings*, 41(8):3161 – 3165, 2009.

Załączniki

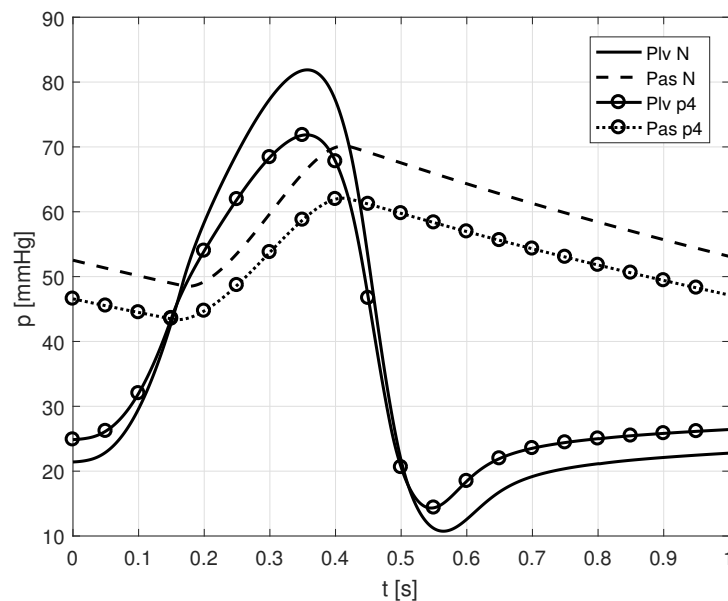
Dodatek A

Badanie wpływu zmian parametrów w modelu układu krążenia

Przeprowadzono badania wpływu zmiany objętości resztkowej na układ krążenia V_{0l} . Przyjęto następujące wartości objętości: $V_{0l} = 5$ (N), $V_{0l} = 10$ (P1), $V_{0l} = 15$ (P2), $V_{0l} = 20$ (P3), $V_{0l} = 30$ (P4) [cm^3]. Zgodnie z przewidywaniami zwiększanie objętości spoczynkowej w lewej komorze powoduje przesunięcie pętli PV dla lewej komory w prawo. Związane jest to z równoległym przesunięciem charakterystyki ESPVR w prawo. Charakterystyka ESPVR przecina oś X punkcie równym objętości spoczynkowej. Wyraźnie widzimy zwiększenie objętości końcowo-skurczowej oraz końcowo rozkurczowej. Jest to związane z zaleganiem większej ilości krwi w komorze. Następuje także zmniejszenie rzutu minutowego serca oraz pracy zewnętrznej wykonanej przez lewą komorę (pole powierzchni na pętli PV ulega zmniejszeniu). Nie jest to tak wyraźna zmiana jak w przypadku zmian elastancji komory. Wartość rzutu minutowego SVL zmniejszyła się z 58.14 do 51.36 [cm^3]. Jednak w większości przypadków niewydolności lewej komory serca, zjawiska zmniejszenia elastancji oraz zwiększenie objętości spoczynkowej współlistnieją oraz wspólnie prowadzą do dalszej degradacji mięśnia sercowego.

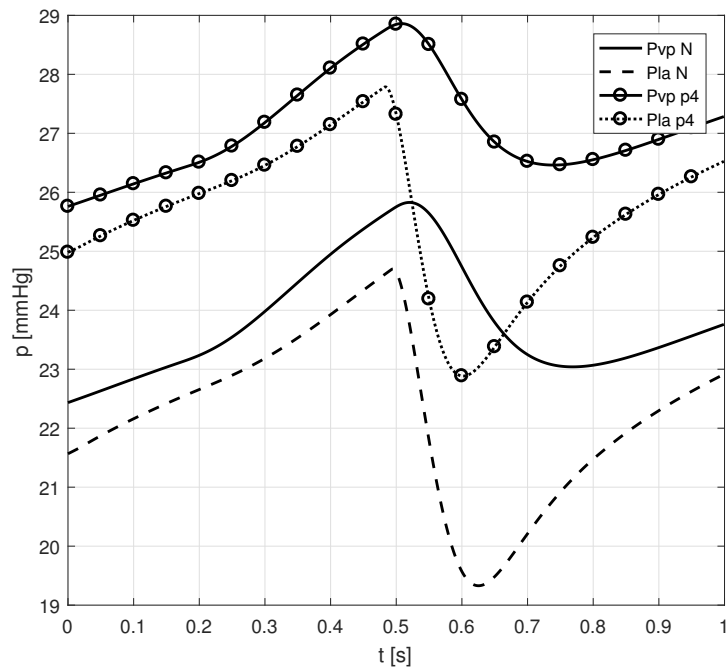


Rysunek A.1: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $V_{0l} = 5$ (N), $V_{0l} = 10$ (P1), $V_{0l} = 15$ (P2), $V_{0l} = 20$ (P3), $V_{0l} = 30$ (P4) [cm³]



Rysunek A.2: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz wybranej patologii (P4)

Na rysunku A.2 widać wpływ zwiększenia objętości spoczynkowej na wartość ciśnienia w aorcie P_{as} oraz w lewej komorze P_{lv} . Zauważyć można, że wartości obu ciśnień zmniejszyły się nieznacznie. W przypadku ciśnienia P_{as} zmiana z 58.52 [mmHg] do wartości 51.99 [mmHg]. W przypadku ciśnienia P_{lv} zmiana z 35.56 [mmHg] do wartości 35.50 [mmHg]. Jest to zatem zmiana niewielka. Zwiększenie objętości spoczynkowej w nieznacznym stopniu wpływa na wartość ciśnienia w komorze oraz ciśnienia w aorcie.



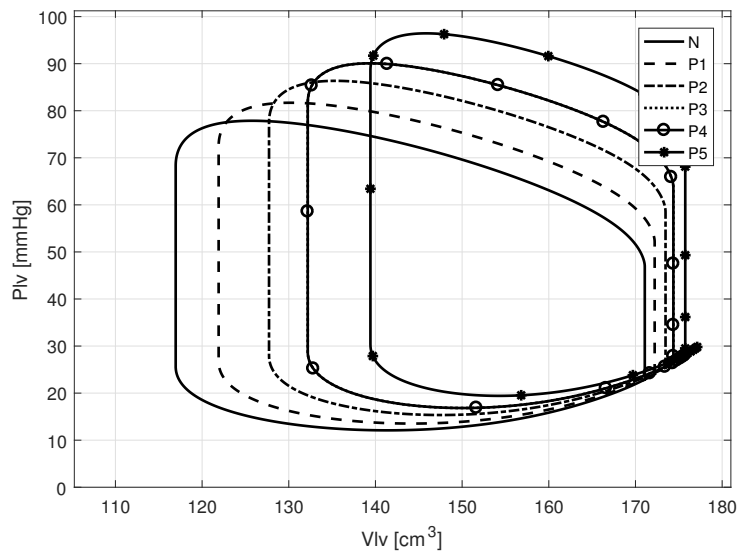
Rysunek A.3: Wynik modelowania ciśnienia w układzie żylnym płucnym (P_{vp}) i ciśnienia przedsionkowego (P_{la}) dla warunków początkowych (N) oraz wybranej patologii (P4)

W tabeli A.1 zestawiono wartości średnie parametrów dla poszczególnych serii symulacyjnych: N (warunki początkowe) oraz od P1 do P4. Analizując otrzymane wartości widzimy, że również w przypadku zwiększania objętości spoczynkowej lewej komory występuje spadek wartości przepływu w krążeniu wieńcowym lewej komory.

Tabela A.1: Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości objętości szczątkowej

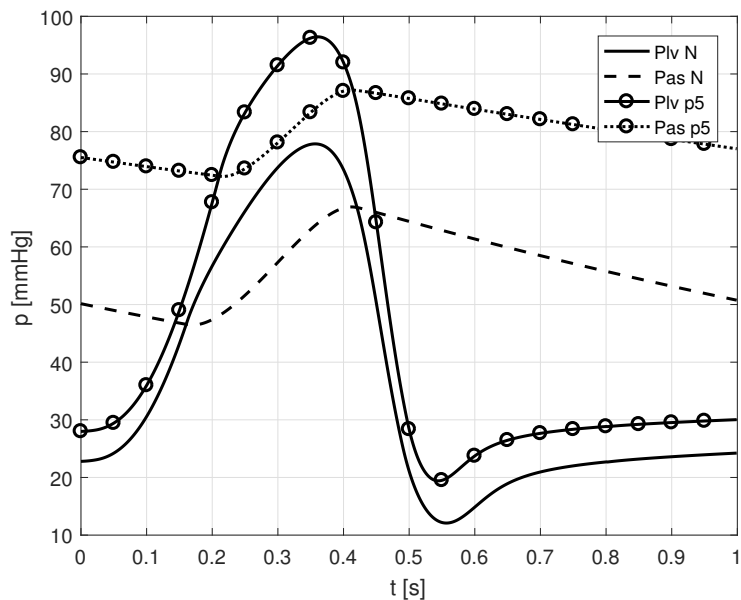
	N	P1	P2	P3	P4
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
$V_{0l} [cm^3]$	5	10	15	20	30
$COL [l/min]$	3,49	3,41	3,33	3,24	3,08
$SVL [cm^3]$	58,14	56,79	55,43	54,07	51,36
$VEDL [cm^3]$	170,92	171,66	172,38	173,08	174,41
$VESL [cm^3]$	112,78	114,88	116,95	119,01	123,05
$\overline{P_{lv}} [mmHg]$	35,56	35,54	35,53	35,52	35,50
$\overline{P_{la}} [mmHg]$	21,51	22,16	22,82	23,47	24,80
$COR [l/min]$	4,74	4,70	4,65	4,65	4,52
$SVR [cm^3]$	78,99	78,25	77,51	76,77	75,27
$VEDR [cm^3]$	129,08	128,77	128,46	128,15	127,52
$VESR [cm^3]$	50,10	50,52	50,95	51,38	52,25
$\overline{P_{rv}} [mmHg]$	17,28	17,37	17,46	17,55	17,73
$\overline{P_{ra}} [mmHg]$	5,57	5,52	5,48	5,44	5,35
$\overline{Q_{ven}} [cm^3/s]$	2,17	2,08	1,99	1,90	1,71
$\overline{Q_{ex}} [cm^3/s]$	0,32	0,31	0,31	0,31	0,30
$\overline{Q_{lca}} [cm^3/s]$	2,38	2,29	2,19	2,10	1,91
$\overline{Q_{lca1}} [cm^3/s]$	1,19	1,14	1,10	1,05	0,95
$\overline{Q_{lca2}} [cm^3/s]$	1,22	1,17	1,12	1,08	0,98
$\overline{Q_{lad1}} [cm^3/s]$	1,19	1,14	1,10	1,05	0,95
$\overline{Q_{lad2}} [cm^3/s]$	1,22	1,17	1,12	1,08	0,98
$\overline{P_{as}} [mmHg]$	58,52	57,21	55,91	54,60	51,99
$\overline{P_{ap}} [mmHg]$	37,88	38,32	38,76	39,21	40,12

Przebadano wpływ zmian oporności tętniczej systemowej. Zmiana obciążenia następczego (ang. afterload) ma znaczenie przy wspomaganiu komory serca. Urządzenie wspomagające ma na celu tłoczenie krwi pomiędzy przedsionkiem lub komorą do aorty, zatem zwiększenie oporów w aorcie powoduje zmniejszenie przepływu generowanego przez sztuczną komorę. Wzrasta obciążenie na wylocie pompy wspomagającej. Na rysunku A.4 przedstawiono zestawienie zależności ciśnienia od objętości dla lewej komory przy różnych wartościach oporu R_{as} . Widać wyraźnie, że pętla PV przesunęła się w prawo oraz do góry.



Rysunek A.4: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $R_{as} = 1$ (N), $R_{as} = 1.2$ (P1), $R_{as} = 1.5$ (P2), $R_{as} = 1.8$ (P3), $R_{as} = 2$ (P4), $R_{as} = 2.5$ (P5) [$mmHg \cdot s/cm^3$]

Przesunięcie pętli w prawo spowodowane jest wzrostem objętości końcowo-skurczowej oraz objętości końcowo rozkurczowej. Widać również istotne zmniejszenie rzutu minutowego lewej komory (z wartości $55.43 [cm^3]$ do $37.87 [cm^3]$). Zaobserwowano obrót charakterystyki ESPVR zgodnie ze wskazówkami zegara. Na rysunku A.5 widoczny jest także wzrost ciśnienia w lewej komorze P_{lv} oraz P_{as} .



Rysunek A.5: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz wybranej patologii (P5)

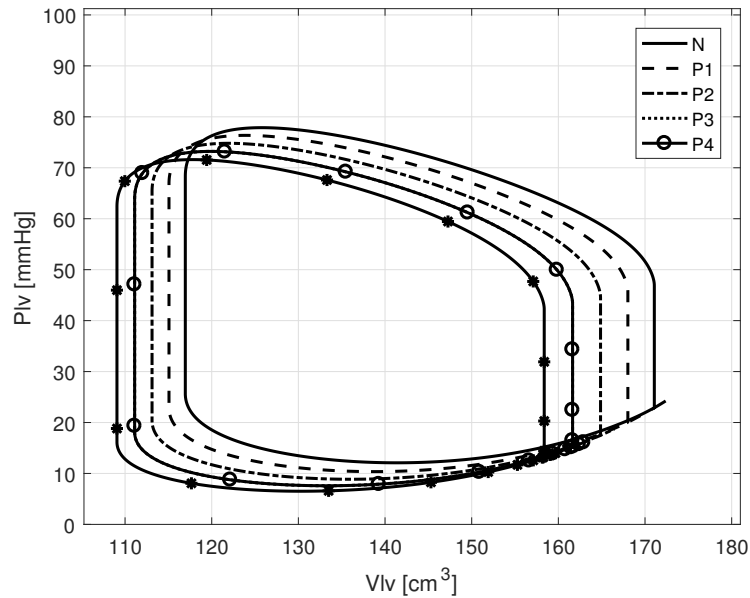
W tabeli A.2 zestawiono średnie wartości poszczególnych zmiennych dla wszystkich symulowanych przypadków. Widoczne jest także zwiększenie ciśnienia przedsionkowego P_{la} . Wartość średnia zwiększyła się z 22,82 [mmHg] do wartości 27,92 [mmHg]. Ten z pozoru korzystny wzrost ciśnienia zazwyczaj związany jest z zaleganiem krwi w tętnicy płucnej i może prowadzić do zagrażającego życiu wzrostu ciśnienia końcowo-skurczowego w lewej komorze. Z tego samego powodu następuje wzrost przepływu w krążeniu wieńcowym. Przepływ tętniczy wieńcowy Q_{lca} zwiększył się z 2,19 [cm³/s] do 3,34 [cm³/s] oraz krążenia żylnego wieńcowego Q_{ven} z 1,99 [cm³/s] do 3,12 [cm³/s]. Główną przyczyną jest zwiększenie wartości średniej ciśnienia w aortie P_{as} z 55,91 [mmHg] do wartości 78,97 [mmHg].

Tabela A.2: Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości oporów w układzie krążenia tętniczego systemowego

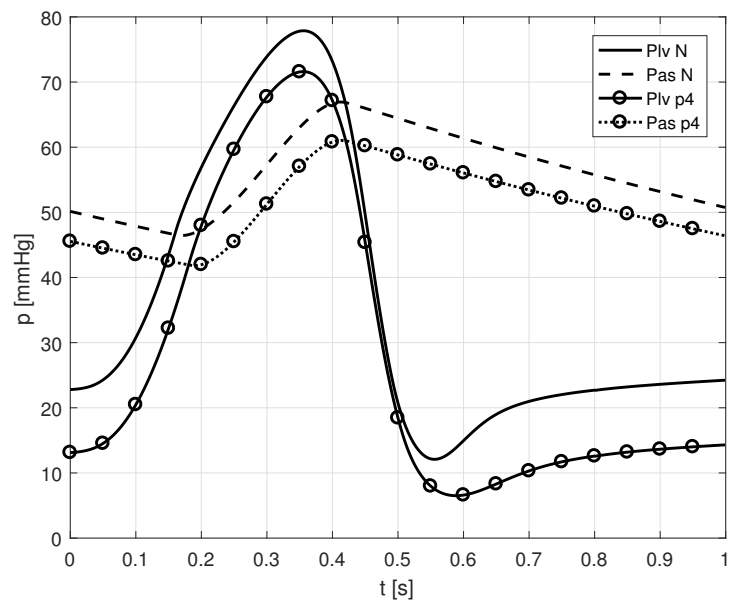
	N	P1	P2	P3	P4	P5
E_{maxl} [mmHg · cm ³]	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7	0,7
V_{ol} [cm ³]	15	15	15	15	15	15
R_{as} [mmHg · s/cm ³]	1,00	1,20	1,50	1,80	2,00	2,50
COL [l/min]	3,33	3,10	2,83	2,62	2,50	2,27
SVL [cm ³]	55,43	51,67	47,18	43,66	41,72	37,87
$VEDL$ [cm ³]	172,38	173,58	174,90	175,85	176,35	177,05
$VESL$ [cm ³]	116,95	121,91	127,72	132,19	134,63	139,18
$\overline{P_{lv}}$ [mmHg]	35,53	37,47	39,78	41,57	42,55	44,49
$\overline{P_{la}}$ [mmHg]	22,82	23,96	25,29	26,30	26,85	27,92
COR [l/min]	4,65	4,54	4,41	4,31	4,25	4,14
SVR [cm ³]	77,51	75,69	73,51	71,81	70,87	68,99
$VEDR$ [cm ³]	128,46	127,19	125,64	124,39	123,69	122,27
$VESR$ [cm ³]	50,95	51,50	52,12	52,58	52,82	53,28
$\overline{P_{rv}}$ [mmHg]	17,46	17,50	17,53	17,55	17,56	17,57
$\overline{P_{ra}}$ [mmHg]	5,48	5,34	5,17	5,04	4,97	4,83
$\overline{Q_{ven}}$ [cm ³ /s]	1,99	2,22	2,50	2,72	2,85	3,12
$\overline{Q_{ex}}$ [cm ³ /s]	0,31	0,32	0,33	0,33	0,34	0,34
$\overline{Q_{lca}}$ [cm ³ /s]	2,19	2,42	2,70	2,93	3,07	3,34
$\overline{Q_{lcr1}}$ [cm ³ /s]	1,10	1,21	1,35	1,47	1,53	1,67
$\overline{Q_{lcr2}}$ [cm ³ /s]	1,12	1,24	1,38	1,50	1,56	1,70
$\overline{Q_{lad1}}$ [cm ³ /s]	1,10	1,21	1,35	1,47	1,53	1,67
$\overline{Q_{lad2}}$ [cm ³ /s]	1,12	1,24	1,38	1,50	1,56	1,70
$\overline{P_{as}}$ [mmHg]	55,91	60,65	66,43	71,06	73,66	78,97
$\overline{P_{ap}}$ [mmHg]	38,76	39,37	40,08	40,60	40,88	41,42

Zbadano także jaki wpływ na układ krążenia ma zmiana oporności tętniczej płucnej, więc w tzw. małym krwiobiegu. W tym celu przeprowadzono symulacje dla zmiennych wartości oporności: $R_{ap} = 0.2$ (N), $R_{ap} = 0.3$ (P1), $R_{ap} = 0.4$ (P2), $R_{ap} = 0.5$ (P3), $R_{ap} = 0.6$ (P4) [mmHg · s · cm⁻³]. W tym przypadku zaobserwowano nieznaczne przesunięcie się charakterystyki PV lewej komory w lewo w stosunku do sytuacji pierwotnej wraz ze wzrostem

oporności płucnej. Nastąpiło zmniejszenie wartości objętości końcowo-rozkurczowej oraz objętości końcowo-skurczowej, co spowodowało nieznaczne zmniejszenie rzutu jednostkowego lewej komory serca z 55.43 cm^3 do wartości 51.11 cm^3 .



Rysunek A.6: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $R_{ap} = 0.2$ (N), $R_{ap} = 0.3$ (P1), $R_{ap} = 0.4$ (P2), $R_{ap} = 0.5$ (P3), $R_{ap} = 0.6$ (P4)



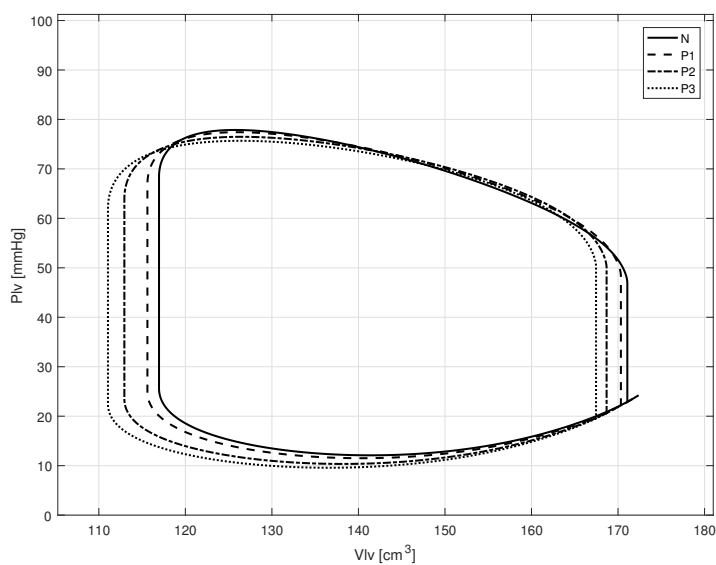
Rysunek A.7: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz patologii (P4) [$\text{mmHg} \cdot \text{s} / \text{cm}^3$]

Także zmiany w przebiegach ciśnienia w lewej komorze P_{lv} oraz w aorcie P_{as} nie są znaczące. Nastąpiła zmiana średniej wartości ciśnienia P_{lv} z 35.53 [mmHg] do wartości 27.26 [mmHg]. Ciśnienie w aorcie P_{as} zmniejszyło się z wartości średniej równej 55.91 [mmHg] do wartości średniej równej 50.62 [mmHg]. Warto przy tym zaznaczyć, że nastąpiło to przy trzykrotnej zmianie oporu płucnego (z wartości $R_{ap} = 0.2$ [mmHg · s/cm³] do wartości $R_{ap} = 0.6$ [mmHg · s/cm³]).

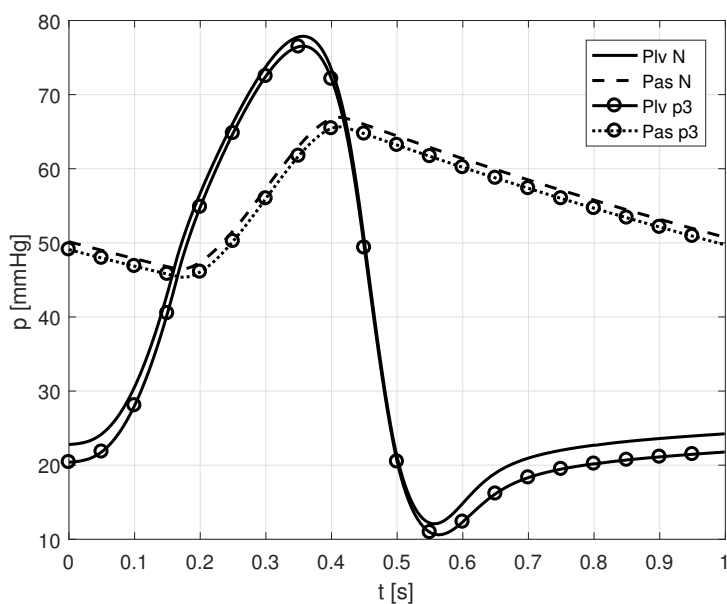
Tabela A.3: Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości oporów w układzie krążenia tętniczego płucnego

	N	P1	P2	P3	P4
E_{maxl} [mmHg · cm ³]	0,70	0,70	0,70	0,70	0,70
V_{0l} [cm ³]	15,00	15,00	15,00	15,00	15,00
R_{ap} [mmHg · s/cm ³]	0,20	0,30	0,40	0,50	0,60
COL [l/min]	3,33	3,26	3,20	3,13	3,07
SVL [cm ³]	55,43	54,39	53,33	52,23	51,11
$VEDL$ [cm ³]	172,38	169,46	166,44	163,34	160,18
$VESL$ [cm ³]	116,95	115,07	113,11	111,11	109,06
$\overline{P_{lv}}$ [mmHg]	35,53	33,16	31,00	29,03	27,26
$\overline{P_{la}}$ [mmHg]	22,82	20,10	17,66	15,50	13,63
COR [l/min]	4,65	4,51	4,36	4,22	4,07
SVR [cm ³]	77,51	75,19	72,75	70,27	67,83
$VEDR$ [cm ³]	128,46	129,91	131,13	132,14	132,96
$VESR$ [cm ³]	50,95	54,72	58,38	61,87	65,13
$\overline{P_{rv}}$ [mmHg]	17,46	18,62	19,73	20,76	21,71
$\overline{P_{ra}}$ [mmHg]	5,48	5,55	5,61	5,65	5,69
$\overline{Q_{ven}}$ [cm ³ /s]	1,99	2,01	2,01	2,01	1,99
$\overline{Q_{ex}}$ [cm ³ /s]	0,31	0,31	0,31	0,31	0,31
$\overline{Q_{lca}}$ [cm ³ /s]	2,19	2,21	2,22	2,21	2,20
$\overline{Q_{lca1}}$ [cm ³ /s]	1,10	1,11	1,11	1,11	1,10
$\overline{Q_{lca2}}$ [cm ³ /s]	1,12	1,14	1,15	1,15	1,15
$\overline{Q_{lad1}}$ [cm ³ /s]	1,10	1,11	1,11	1,11	1,10
$\overline{Q_{lad2}}$ [cm ³ /s]	1,12	1,14	1,15	1,15	1,15
$\overline{P_{as}}$ [mmHg]	55,91	54,59	53,26	51,93	50,62
$\overline{P_{ap}}$ [mmHg]	38,76	42,74	46,58	50,23	53,65

Sprawdzono wpływ zmiany podatności krążenia systemowego oraz przeprowadzono symulacje przy następującej zmianie podatności: $C_{as} = 1.8$ (N), $C_{as} = 2.2$ (P1), $C_{as} = 3.2$ (P2), $C_{as} = 4$ (P3) [cm³ · mmHg⁻¹].



Rysunek A.8: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $C_{as} = 1.8$ (N), $C_{as} = 2.2$ (P1), $C_{as} = 3.2$ (P2), $C_{as} = 4$ (P3) [$cm^3 \cdot mmHg^{-1}$]



Rysunek A.9: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz patologii (P3)

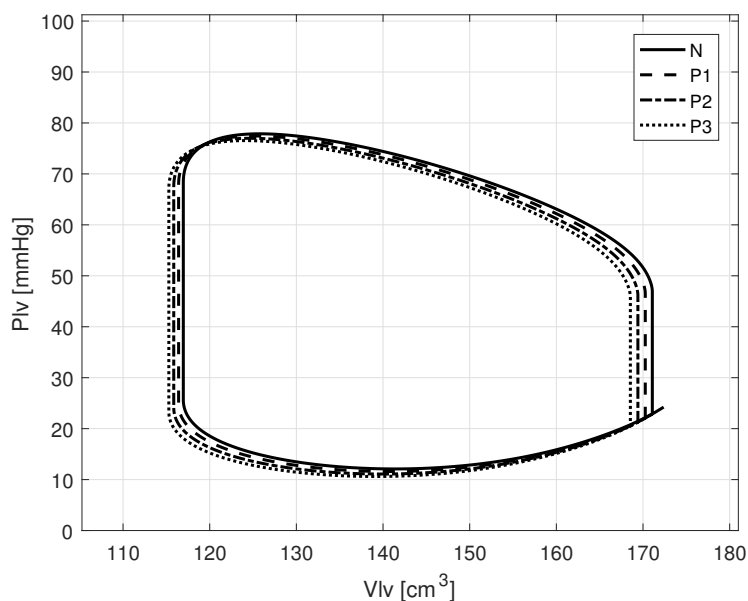
Na rysunkach A.8 oraz A.9 zaobserwowano, że znaczna zmiana podatności w krążeniu tętniczym systemowym nie powoduje znacznej zmiany warunków hemodynamicznych.

Tabela A.4: Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości podatności w układzie krążenia tętniczego systemowego

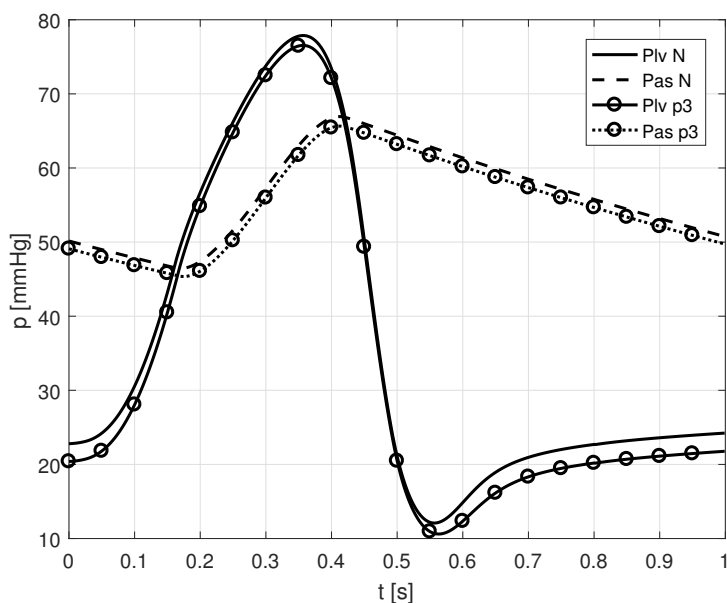
	N	P1	P2	P3
E_{maxl} [$mmHg \cdot cm^{-3}$]	0,7	0,7	0,7	0,7
V_{0l} [cm^3]	15	15	15	15
C_{as} [$cm^3 \cdot mmHg^{-1}$]	1,80	2,20	3,20	4,00
COL [l/min]	3,33	3,36	3,43	3,47
SVL [cm^3]	55,43	56,04	57,09	57,79
$VEDL$ [cm^3]	172,38	171,65	170,04	168,85
$VESL$ [cm^3]	116,95	115,61	112,95	111,05
\overline{P}_{lv} [$mmHg$]	35,53	34,94	33,61	32,61
\overline{P}_{la} [$mmHg$]	22,82	22,11	20,62	19,60
COR [l/min]	4,65	4,66	4,66	4,66
SVR [cm^3]	77,51	77,67	77,74	77,66
$VEDR$ [cm^3]	128,46	127,96	126,60	125,49
$VESR$ [cm^3]	50,95	50,30	48,86	47,84
\overline{P}_{rv} [$mmHg$]	17,46	17,24	16,75	16,40
\overline{P}_{ra} [$mmHg$]	5,48	5,44	5,34	5,26
\overline{Q}_{ven} [cm^3/s]	1,99	2,02	2,05	2,04
\overline{Q}_{ex} [cm^3/s]	0,31	0,31	0,31	0,31
\overline{Q}_{lca} [cm^3/s]	2,19	2,23	2,26	2,25
\overline{Q}_{lca1} [cm^3/s]	1,10	1,11	1,13	1,12
\overline{Q}_{lca2} [cm^3/s]	1,12	1,14	1,16	1,15
\overline{Q}_{lad1} [cm^3/s]	1,10	1,11	1,13	1,12
\overline{Q}_{lad2} [cm^3/s]	1,12	1,14	1,16	1,15
\overline{P}_{as} [$mmHg$]	55,91	55,98	55,43	54,57
\overline{P}_{ap} [$mmHg$]	38,76	38,13	36,77	35,83

Wartości średnie poszczególnych zmiennych układu krążenia zawarte w tabelicy A.4 nie wykazują większych zmian niż kilka procent, przy ponad dwukrotnie większej wartości podatności.

Przebadano także wpływ zmian podatności krążenia płucnego na układ krążenia. Przeprowadzono symulacje przy następującej zmianie podatności: $C_{ap} = 5$ (N), $C_{ap} = 6$ (P1), $C_{ap} = 7$ (P2), $C_{ap} = 8$ (P3) [$cm^3 \cdot mmHg^{-1}$].



Rysunek A.10: Pętla pracy serca na płaszczyźnie ciśnienie-objętość dla $C_{ap} = 1.8$ (N), $C_{ap} = 2.2$ (P1), $C_{ap} = 3.2$ (P2), $C_{ap} = 4$ (P3) [$cm^3 \cdot mmHg^{-1}$]



Rysunek A.11: Wynik modelowania ciśnienia komorowego (P_{lv}) i ciśnienia w układzie tętniczym systemowym (P_{as}) dla warunków początkowych (N) oraz patologii (P3)

Na rysunkach A.10 oraz A.11 zaobserwowano, że znaczna zmiana podatności w krążeniu tętniczym płucnym nie powoduje znacznej zmiany warunków hemodynamicznych.

Tabela A.5: Średnie wartości zmiennych symulowanych w przypadku zmiennej wartości podatności w układzie krążenia tętniczego płucnego

	N	P1	P2	P3
$E_{maxl} [mmHg \cdot cm^{-3}]$	0,7	0,7	0,7	0,7
$V_{0l} [cm^3]$	15	15	15	15
$COL [l/min]$	3,33	3,31	3,30	3,28
$SVL [cm^3]$	55,43	55,19	54,92	54,65
$VEDL [cm^3]$	172,38	171,60	170,77	169,93
$VESL [cm^3]$	116,95	116,41	115,85	115,28
$\overline{P_{lv}} [mmHg]$	35,53	34,86	34,18	33,52
$\overline{P_{la}} [mmHg]$	22,82	22,06	21,29	20,54
$COR [l/min]$	4,65	4,69	4,72	4,75
$SVR [cm^3]$	77,51	78,16	78,69	79,14
$VEDR [cm^3]$	128,46	127,32	126,29	125,34
$VESR [cm^3]$	50,95	49,16	47,60	46,20
$\overline{P_{rv}} [mmHg]$	17,46	17,00	16,58	16,20
$\overline{P_{ra}} [mmHg]$	5,48	5,41	5,34	5,28
$\overline{Q_{ven}} [cm^3/s]$	1,99	2,00	2,00	2,01
$\overline{Q_{ex}} [cm^3/s]$	0,31	0,31	0,31	0,31
$\overline{Q_{lca}} [cm^3/s]$	2,19	2,20	2,20	2,20
$\overline{Q_{lca1}} [cm^3/s]$	1,10	1,10	1,10	1,10
$\overline{Q_{lca2}} [cm^3/s]$	1,12	1,13	1,13	1,13
$\overline{Q_{lad1}} [cm^3/s]$	1,10	1,10	1,10	1,10
$\overline{Q_{lad2}} [cm^3/s]$	1,12	1,13	1,13	1,13
$\overline{P_{as}} [mmHg]$	55,91	55,52	55,12	54,72
$\overline{P_{ap}} [mmHg]$	38,76	37,91	37,04	36,17
$C_{ap} [cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$	5,00	6,00	7,00	8,00

Wartości średnie poszczególnych zmiennych układu krążenia zawarte w tablicy A.5 nie wykazują większych zmian niż kilka procent, przy zmianie podatności z wartości $5 [cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$ do wartości $8 [cm^3 \cdot mmHg^{-1}]$.

Dodatek B

Wyniki eksperymentalne doboru nastaw PID dla regulatora niskopoziomowego

Poniżej zestawiono wyniki wartości średnich mierzonych sygnałów (w tabelach B.1 - B.12).

Test PID1 (K: 0,8; Ti: 0,05 [s])

Tabela B.1: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID1

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	172,35	-47,62	0,03	1,79	29	2,44
150	-40	50	60	141,26	-34,23	0,04	1,52	24,8	1,87
250	-75	50	60	243,14	-65,50	0,07	2,74	44,68	3,08
180	-55	40	80	170,68	-49,82	0,03	1,78	28,84	1,68

Test PID2 (K: 0.2; Ti: 0,2 [s])

Tabela B.2: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID2

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	170,55	-48,82	0,03	1,78	28,84	2,42
150	-40	50	60	142,18	-34,10	0,04	1,51	24,64	1,77
250	-75	50	60	235,20	-64,45	0,06	2,60	42,32	3,18
180	-55	40	80	168,03	-48,82	0,03	1,73	28,04	1,66

Test PID3 (K: 0,2; Ti: 0,4 [s])

Tabela B.3: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID3

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	168,11	-48,04	0,03	1,77	26,68	2,41
150	-40	50	60						
250	-75	50	60	237,72	-65,89	0,04	2,56	41,44	2,92
180	-55	40	80	168,39	-49,18	0,03	1,71	27,72	1,53

Test PID4 (K: 0,4; Ti: 0,1 [s])

Tabela B.4: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID4

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	171,59	-46,88	0,03	1,76	28,52	2,43
150	-40	50	60	139,35	-33,96	0,04	1,47	24	1,86
250	-75	50	60	236,74	-64,73	0,07	2,70	44,04	3,0
180	-55	40	80	171,17	-49,94	0,03	1,73	28,04	1,44

Test PID5 (K: 0,4; Ti: 0,2 [s])

Tabela B.5: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID5

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	170,98	-48,39	0,03	1,80	29,16	2,29
250	-75	50	60	238,10	-66,35	0,06	2,62	42,64	2,99
150	-40	50	60	138,04	-34,66	0,03	1,45	23,56	1,83
180	-55	40	80	171,01	-49,27	0,03	1,68	27,24	1,30

Test PID6 (K: 0,4; Ti: 0,05 [s])

Tabela B.6: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID6

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	172,62	-46,61	0,03	1,80	29,16	2,30
250	-75	50	60	241,23	-67,22	0,10	2,92	47,92	2,98
150	-40	50	60	140,11	-33,63	0,03	1,50	24,36	1,90
180	-55	40	80	170,09	-49,17	0,03	1,66	26,92	1,07

Test PID7 (K: 0,4; Ti: 0,3 [s])

Tabela B.7: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID7

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	171,87	-46,23	0,03	1,78	28,84	2,38
250	-75	50	60	236,38	-66,94	0,07	2,71	44,2	3,17
150	-40	50	60	140,57	-35,63	0,03	1,48	24,04	2,00
180	-55	40	80	172,19	-48,79	0,03	1,79	28,64	1,78

Test PID8 (K: 0,3; Ti: 0,05 [s])

Tabela B.8: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID8

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	172.14	-47,23	0,03	1,73	28,04	2,28
250	-75	50	60	237.24	-64,99	0,05	2,65	43	3,06
150	-40	50	60	141.12	-35,23	0,03	1,45	23,56	2,00
180	-55	40	80	173.15	-48,39	0,02	1,78	28,72	1,77

Test PID9 (K: 0,3; Ti: 0,1 [s])

Tabela B.9: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID9

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	172,82	-48,23	0,03	1,79	29	2,46
250	-75	50	60	242,30	-68,92	0,09	2,89	47,32	3,23
150	-40	50	60	139,65	-34,38	0,03	1,46	23,72	1,80
180	-55	40	80	170,83	-48,86	0,03	1,76	28,52	1,70

Test PID10 (K: 0,3, Ti: 0,2 [s])

Tabela B.10: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID10

SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	172,30	-46,929	0,04	1,79	29,12	2,36
250	-75	50	60	240,32	-62,664	0,07	2,66	43,4	3,14
150	-40	50	60	137,44	-34,751	0,04	1,46	23,84	1,88
180	-55	40	80	171,36	-49,65	0,03	1,74	28,2	1,55

Test PID11 (K: 0,2; Ti: 0,05 [s])

Tabela B.11: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID11

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	171,86	-47,17	0,03	1,77	28,68	2,28
250	-75	50	60	237,75	-65,69	0,10	2,82	46,32	3,05
150	-40	50	60	140,22	-33,64	0,04	1,46	23,84	1,80
180	-55	40	80	171,73	-49,13	0,03	1,75	28,36	1,72

Test PID12 (K: 0,2; Ti: 0,1 [s])

Tabela B.12: Średnie wartości mierzonych sygnałów dla PID12

Wartości nastaw rzutu				Wartości średnie z pomiarów					
SP	DP	%SYS	HR	VN	VP	I	Ir	Pcal	Qout
[mmHg]	[mmHg]	[%]	[bpm]	[mmHg]	[mmHg]	[A]	[A]	[W]	[l/min]
180	-55	50	60	176,08	-48,48	0,03	1,82	29,48	2,34
250	-75	50	60	236,86	-67,17	0,07	2,72	44,36	3,10
150	-40	50	60	140,56	-35,10	0,03	1,47	23,88	1,84
180	-55	40	80	172,96	-48,67	0,03	1,67	27,08	1,32