



**Silesian
University
of Technology**

Marcin Nowak

**Development of numerical model for modeling
artificial heart valves for performing virtual
therapies**

PhD thesis

Supervisor:

Wojciech Adamczyk, PhD, DSc, Assoc. Prof.

Co-supervisor:

Eduardo Divo, PhD, Prof.

Silesian University of Technology

Gliwice, 2022

Streszczenie poszerzone

Budowa modelu matematycznego na cel modelowania numerycznego sztucznych zastawek wykorzystywanego w wirtualnych zabiegach chirurgicznych

Słowa kluczowe: zastawka aortalna, hemodynamika, siatka ruchoma i odkształcalna, interakcja płyn-ciało stałe, numeryczna mechanika płynów, tętnica wieńcowa, przepływ krwi, zwapnienie, wirtualny zabieg chirurgiczny, walidacja modelu numerycznego, stanowisko testowe, widzenie komputerowe

Choroby zastawek są jedną z najczęściej występujących chorób z grupy schorzeń układu krwionośnego. Te z kolei są najczęstszą przyczyną śmierci we współczesnym świecie, zgodnie ze Światową Organizacją Zdrowia są one odpowiedzialne za 31% przypadków śmiertelnych w 2015 r. W samych tylko krajach Unii Europejskiej, aż 45% wszystkich chorób to konsekwencja złego stanu układu krwionośnego. Zmiany patologiczne w obrębie układu sercowo-naczyniowego prowadzą do częstych chorób, takich jak miażdżyca, tętniak, udar, atak serca oraz schorzenie zastawki. Ostatnią z grup można podzielić na choroby wrodzone, takie jak dwudzielna zastawka aortalna, oraz choroby pojawiające się wraz z wiekiem. Najczęstszym schorzeniem zastawki aortalnej jest zwapnienie zastawki, z częstością występowania równą 13% wśród populacji powyżej 65 roku życia. Bez odpowiedniego leczenia, 80% pacjentów cierpi z powodu niewydolności serca lub ponosi śmierć w przeciągu 5 lat od diagnozy. Dla pacjentów w zaawansowanym stanie zwapnienia zastawki, wszczepienie protezy jest jedynym remedium, jednakże - może to prowadzić do licznych komplikacji medycznych. Powszechnie używane zastawki mechaniczne podnoszą ryzyko zakrzepicy, i wymagają ciągłego zażywania leków przeciwzakrzepowych, z kolei bioprotezy (sztuczne lub zwierzęce) są podatne na degradację i mają ograniczoną trwałość.

Wyzwaniem, jakie jest stawiane współczesnej medycynie oraz inżynierii biomedycznej jest redukcja umieralności na choroby cywilizacyjne oraz poprawa jakości życia pacjentów. Ogromny potencjał tkwi w rozwoju procedur medycznych dedyko-

wanych dla pacjentów z podejrzeniem zmian chorobowych w obrębie zastawek serca. Dzięki ciągłemu rozwojowi współczesnej medycyny oraz zastosowaniu podejścia hybrydowego, które daje możliwość połączenia badań echokardiograficznych oraz zaawansowanych modeli numerycznych, osiągnięcie zamierzonego celu wydaje się być realne. Jednakże - istotnym jest, aby w procedurach klinicznych wykorzystywane były narzędzia oraz modele, które są odpowiednio przetestowane i sprawdzone. Modelowanie numeryczne jest obecnie stosowane do różnych celów, można tutaj wyróżnić modele sercowe oraz modele naczyniowe.

Celem pracy doktorskiej jest opracowanie modelu numerycznego oraz procedury obliczeniowej, która mogłaby znaleźć zastosowanie w procedurach klinicznych dla zastawki aortalnej, anatomicznej oraz sztucznej. Opracowane w doktoracie modele zostały również przeanalizowane pod kątem wydajności obliczeniowej, pod kątem ich potencjalnego zastosowania do planowania zabiegów chirurgicznych. W pracy wykorzystano różne podejścia do modelowania siatek ruchomych, gdzie porównano ich możliwości na podstawie otrzymanych wyników i wymagań obliczeniowych.

Złożony problem, jakim jest przepływ krwi przez sztywne-obrotowe oraz odkształcalne struktury, wymaga użycia rozbudowanego aparatu matematycznego. Musi on obejmować fizykę po stronie płynu i po stronie ciała stałego, jak i wzajemną interakcję pomiędzy ciałem a płynem. Model matematyczny do opisu przepływu krwi obejmował równania różniczkowe cząstkowe Naviera-Stokesa, modele turbulencji oraz model Windkessela oparty o analogię elektryczną w celu przypisania warunków brzegowych wylotowych, mając na celu poprawne odzwierciedlenie wpływu układu krążenia na pracę zastawki. Ponadto, model cieczy nie-Newtonowskiej został zaimplementowany do procedury obliczeniowej. Po stronie ciała stałego, zastosowano równania dla zagadnienia strukturalnego, pozwalające na wyznaczenie zmiennych w czasie i przestrzeni odkształceń. W przypadku, gdzie modelowany był ruch bryły nieodkształcalnej, do wyznaczenia jej ruchu zaimplementowano autorski model do procedury obliczeniowej.

Rozwiązanie równań różniczkowych cząstkowych Naviera-Stokesa (oraz pozostałych równań, na przykład związanych z turbulencją, hemolizą lub kawitacją) daje możliwość wizualizacji pola przepływu krwi, wraz ze wskazaniem na potencjalne zagroże-

nia wynikające ze zwiększenia naprężeń ścinających lub generacją energii kinetycznej wirów. W celu poprawnego odwzorowania przepływu, poza modelem matematyczny ważne jest, aby poprawnie odwzorować model geometryczny. Geometria domeny płynu oraz ciała stałego, pozyskiwana jest na drodze obrazowania pacjenta (np. rezonansem magnetycznym) lub utworzona z użyciem oprogramowania CAD (Computer-Aided Design). Model geometryczny przed docelowym zastosowaniem poddawany jest procesowi dyskretyzacji. Ze względu na własności krwi, która jest mieszaniną osocza oraz elementów morfotycznych (krwinek), w przypadku modelowania wymaga ona szczególnej uwagi. Podczas modelowania złożonego przepływu krwi, powinna ona być reprezentowana za pomocą modelu wielofazowego, nie mniej jednak w celu nie wprowadzania dodatkowych komplikacji, do modelu opisującego deformacje zastawki może ona być traktowana jako pojedynczy nie-Newtonowski płyn, co oznacza nieliniową zależność pomiędzy naprężeniem i szybkością ścinania. Należy również znać właściwości tkanki naczyń krwionośnych, aby rozwiązać pole odkształceń wynikające z zadanych sił, pochodzących z przepływającej krwi. Ściany aorty, jak i płaty zastawki aortalnej, są wielowarstwową strukturą, ponadto, anizotropową, lepkosprężystą i hiperelastyczną. Właściwości te są modelowane przez zadanie modelu konstytucyjnego, będącego funkcją gęstości energii odkształcenia od tensora odkształceń, jak model liniowo-elastyczny lub model Mooney-Rivlin. Ogólnie rzecz biorąc, tkanka naczyń krwionośnych jest wysoce elastyczna i odkształca się w wyniku relatywnie niskich wartości sił działających w systemie krwionośnym, pod wpływem przepływu krwi lub ruchu ciała.

Interakcja pomiędzy fizyką obecną po stronie płynu i ciała stałego w ramach realizowanej pracy jest rozwiązywana przez technikę Fluid Structure Interaction, FSI (Interakcja Płyn-Ciało stałe). Można tutaj wyróżnić wiele podejść, jak model bryły sztywnej (użyty w pracy doktorskiej dla sztucznych zastawek), rozdzielony model FSI z dwoma osobnymi podejściami dla płynu i ciała stałego, oraz podejście monolityczne (monolithic solver), gdzie wszystkie równania rozwiązywane są w jednej, monolitycznej macierzy. Porównanie różnych podejść i programów do modelowania FSI można znaleźć w *Konstantinos G. et al, Comparison of numerical implementations for modelling flow through arterial stenoses. IJMS 2021*. Ponadto, porównanie między meto-

dami objętości oraz elementów skończonych, na wyniki modelu, zostało wykonane w *D. Lopes et al, Analysis of finite element and finite volume methods for fluid-structure interaction simulation of blood flow in a real stenosed artery. IJMS 2021*. Podejście rozdzielone może być realizowane jako jednostronne, lub dwustronne sprzężenie. Pierwsze z nich jest poprawne, gdy wpływ odkształceń ciała stałego na pole przepływu jest pomijalny, zatem dotyczy ono małych odkształceń. Wtedy, procedura sprzężenia realizowana jest tylko raz, to znaczy wyniki pola przepływu stanu ustalonego, przesyłane są jako warunek brzegowy do modelu mechanicznego. W drugim podejściu, zmienny w czasie ruch bryły odkształcalnej jest wyznaczany, i konieczne jest wielokrotne realizowanie procedury sprzężenia w każdym kroku czasu, do tego momentu aż obydwa algorytmy (rozwiązania), jak i przesyłane dane (siła, odkształcenia) osiągną zbieżne rozwiązanie. Podejście to zostało użyte w pracy doktorskiej do modelowania biologicznych zastawek odkształcalnych.

Modelowanie numeryczne zastawek sztucznych oraz anatomicznych odnalazło liczne zastosowania, w tym na przykład do oceny intensywności progresji schorzenia, badania procesu zwapnienia, remisji schorzeń, a także do projektowania protez. Jednakże, pomimo szeroko zakrojonych prac badawczych, wciąż dostępne techniki obliczeniowe wymagają udoskonalenia, celem poszerzenia zakresu stosowalności do procedur klinicznych. Różne przykłady wykorzystania techniki FSI mogą zostać wykorzystane, gdzie ich wybór jest zależny od stopnia sprzężenia, złożoności geometrii, odkształceń i zasobów obliczeniowych. Przykładowe użycie podejścia rozdzielonego: *A. Amindari et al, Assessment of calcified aortic valve leaflet deformations and blood flow dynamics using fluid-structure interaction modeling. IMU 2017*, gdzie zbadano wpływ zwapnienia zastawki na hemodynamikę, między innymi na spadek ciśnienia na zastawce oraz wzorce przepływu. Badanie *Loureiro-Ga M. et al, Including coronary ostia in patient-specific 3D models of the whole aortic valve apparatus, derived from TEE, for biomechanical simulations. Int Jnl of Multiphysics 2021* prezentuje częściowo zautomatyzowane podejście do modelowania zastawki aortalnej, lewej komory serca i ujścia naczyń wieńcowych. Geometria CAD oraz siatka numeryczna, były tworzone automatycznie, na podstawie danych z badania medycznego. Oprogramowanie Comsol Multiphysics (<https://www.comsol.com/comsol-multiphysics>) zostało użyte by

rozwiązać zagadnienie FSI z podejściem monolitycznym, odpowiednim dla dużych odkształceń. Badanie *Khodaei S. et al, Towards a non-invasive computational diagnostic framework for personalized cardiology of transcatheter aortic valve replacement in interactions with complex valvular, ventricular and vascular disease. IJMS 2021* prezentuje procedurę wykorzystania trójwymiarowego modelu FSI do przezcewnikowego wszczepienia zastawki, w tym zbadano jej oddziaływanie z jednoczesnym schorzeniem zastawki, komory serca i naczyń.

Praca doktorska została podzielona na sześć rozdziałów oraz trzy załączniki, zawierające kod źródłowy plików wejściowych do wykorzystywanego oprogramowania Fluent oraz jego funkcji własnych (UDF), zawarto również kod źródłowy użyty w środowisku Python do procesowania danych obrazowych uzyskanych w trakcie prowadzonych prac eksperymentalnych.

Wstęp zawiera informacje na temat konieczności rozwoju inżynierii biomedycznej, wskutek wysokiego zapotrzebowania klinicznego. Opisano choroby zastawki aortalnej oraz konstrukcje ich protez. Ukazano budowę anatomiczną zastawki, jak i jej właściwości mechaniczne i sposób działania. Wyjaśniono podstawowe pojęcia związane z modelowaniem płynu, ciała stałego i FSI. Przegląd literaturowy ukazał obecny stan wiedzy w dziedzinie modelowania komputerowego i pomiarów zastawek anatomicznych i sztucznych. Nakreślono doświadczenie autora w dziedzinie modelowania i pomiarów laboratoryjnych.

Rozdział *model matematyczny* opisuje fizykę procesu, pod kątem równań przepływowych, strukturalnych i sprzężenia, wbudowanych w komercyjnym oprogramowaniu Ansys®. Opisano również podejście matematyczne wykorzystane we własnym algorytmie obliczeniowym, jak i równania turbulencji. Zaprezentowano model wykorzystujący analogię elektryczną na cel przypisania warunków brzegowych wylotowych, w celu uwzględnienia wpływu pracy układu krążenia na pracę analizowanych zastawek. Opisano równania ruchu bryły sztywnej, jak i sposób wyznaczania dyskretyzacji czasowej, zależnej od tego ruchu. Nakreślono działanie podejścia rozdzielonego FSI z użyciem programów Fluent, Mechanical i System Coupling. Działanie modeli opisano z użyciem schematów blokowych, jak i ukazano możliwości ich wykorzystania. Opisano model Carreau cieczy nie-Newtonowskiej. Wyjaśniono kwestie związane z

dyskretyzacją geometrii i ruchomą siatką numeryczną. Przedstawiono wytyczne do prowadzenia dyskretyzacji domeny obliczeniowej, tak by uniknąć potencjalnych błędów solvera, jak negative cell volume (komórki ujemnych objętości) oraz orphan cells (komórki odosobnione). Opisano sposób wyznaczenia podstawowych wskaźników pracy zastawek.

W kolejnym rozdziale *modelowanie sztucznej zastawki* zastawka sztuczna została wirtualnie wszczepiona w obrębie geometrii rzeczywistego pacjenta, obejmującej korzeń aorty, aortę wstępującą i zstępującą, jak i główne odgałęzienia. Różne modele turbulencji RANS (Reynolds-averaged Navier-Stokes, uśrednianie Reynoldsa) zostały użyte wraz z porównaniem ich wyników i poprawności użycia na cel przepływu krwi przez zastawkę. Ruch zastawki został zadany z użyciem danych pochodzących z literatury. Model analogii elektrycznej został użyty jako warunek brzegowy wylotowy, jego wyniki porównano z modelem prostszym, stałego ciśnienia 0 pascali na wylocie. Oceniono wpływ ograniczenia zakresu geometrii na wyniki modelu. Opisano proces pozyskiwania i obróbki modelu geometrycznego, wraz z przygotowaniem pod użycie podejścia overset mesh.

Rozdział *rozwiniecie podejścia FSI na cel modelowania sztucznej zastawki i jego walidacja* skupia się na budowie i wyposażeniu stanowiska pomiarowego do walidacji opracowanych algorytmów obliczeniowych. Zaproponowano podejście 6DOF (six degrees of freedom, sześć stopni swobody) do wydajnych obliczeń w przypadku modelowania sztywnych, obrotowych ciał. Zaimplementowano nowe podejście do dyskretyzacji czasowej, które spowodowało poprawę zbieżności procedury obliczeniowej, pracy siatki ruchomej i wydajności obliczeniowej. Stanowisko, obsługiwane z użyciem aplikacji własnej w środowisku Labview, wyposażono w pompę pulsacyjną, kamerę szybką, przepływomierz, przetworniki ciśnienia oraz uchwyt na zastawkę, zaprojektowany na cel pomiarów. Kalibrację modelu numerycznego wykonano z użyciem jednej serii pomiarowej, gdzie pozostałe cztery serie walidacyjne ukazały znakomitą zgodność modelu z pomiarami, ocenioną na podstawie ruchu obrotowego płatów zastawki oraz wartości ciśnień. Zaimplementowano i wykorzystano własny algorytm do obróbki danych obrazowych pochodzących z badań eksperymentalnych w oparciu o otwarte oprogramowanie OpenCV. Przeanalizowano dwa różne podejścia siatki ru-

chomej: dynamic mesh (siatka dynamiczna) oraz overset mesh (siatka nakładana) pod kątem poprawności wyników, stabilności obliczeń i złożoności przygotowania.

W rozdziale *modelowanie zwapnienia zastawki anatomicznej oraz sztucznej* opisano użycie nowego, zaawansowanego podejścia dedykowanego do siatki ruchomej, składającego się z sprzężenia siatki dynamicznej i nakładanej. Takie podejście pozwoliło na przyspieszenie obliczeń i poprawiło ich stabilność. Rzeczywiste geometrie, trójwymiarowe oraz dwuwymiarowe, zostały utworzone na podstawie danych literaturowych z badania pacjentów. Obliczenia modeli zastawki anatomicznej i sztucznej zostały przeprowadzone dla różnych stopni ich zwapnienia, co nie było wcześniej ukazane w literaturze dla zastawek sztucznych. Porównano wpływ procesu zwapnienia i gromadzenia się blaszki miażdżycowej, na pracę zastawki anatomicznej i sztucznej. Przeprowadzono studium wrażliwości zagęszczenia siatki numerycznej na wyniki wyznaczonych odkształceń i spadków ciśnień na zastawce. Porównano ze sobą dwa różne modele materiałowe ciała stałego oraz wyniki odkształceń: Hookean oraz Mooney-Rivlin. Oceniono poprawność założenia o nieodkształcalności ścian naczyń krwionośnych przy modelowaniu zastawek, gdzie ukazano przebieg zmiennych w czasie odkształceń aorty. Walidację wyników numerycznych przeprowadzono z użyciem danych pomiarowych ukazanych w literaturze, co objęło kształt płatów zastawki, linie prądu wektora prędkości, wartości spadków ciśnień, otwarcie zastawki, jak i pole ciśnień i odkształceń trójwymiarowych płatów. Opisano protokół procedury komputerowej do wyznaczania stopnia otwarcia zastawki na podstawie danych eksperymentalnych.

W ostatnim rozdziale została przeprowadzona *dyskusja oraz wyciągnięte wnioski* podsumowując przeprowadzone badania. Wskazano tematy, które powinny być kontynuowane w zakresie rozwoju procedury klinicznej wykorzystującej modele cyfrowe do analizy stanu pacjenta. Opisano możliwości poprawy zastosowanych w pracy doktorskiej algorytmów, oraz wskazano na możliwości ich dalszego zastosowania.

Praca doktorska zaprezentowała użycie i rozwinięcie modeli numerycznych zastawek sztucznych i anatomicznych. Obszerny przegląd literaturowy oraz analiza numeryczna, zostały wykonane celem odnalezienia narzędzi do wykonania wydajnych ob-

liczeń jakże skomplikowanego przepływu krwi przez zastawkę aortalną. Omówiono wybór odpowiednich strategii obliczeniowych, przygotowanie i implementację własnych modeli obliczeniowych dla wyznaczania ruchu bryły sztywnej w podejściu sprzężenia płyn-ciało stałe, definicję i zakres geometrii, przygotowanie dyskretyzacji domeny obliczeniowej oraz wyznaczenie odpowiednich wartości kroku czasu. Opracowany w ramach doktoratu własny model dedykowany został do dokładnego wyznaczenia ruchu zastawki nieodkształcalnej oraz dyskretyzacji czasowej zależnej od wyznaczonego ruchu. Pozwoliło to na dokładną pracę ruchomej siatki numerycznej. Wszelkie przeanalizowane aspekty modelu numerycznego, zbadano pod kątem jego aplikacyjności w kierunku zastosowań klinicznych, celem wsparcia lekarzy przy badaniu pacjenta, na przykład na drodze wirtualnych zabiegów chirurgicznych. Implementacja modułu wyznaczającego dyskretyzację czasową stosowną do prędkości kątowej płatów zastawki, znacznie ulepszyła stabilność obliczeń i pracę siatki ruchomej, zmniejszyła również czas obliczeń o 72%. Podejście siatek nakładanych okazało się być lepszym pod kątem wydajności obliczeniowej, ponieważ mniejsze przemieszczenia katowe na pojedynczy krok czasu należało użyć w przypadku podejścia siatek dynamicznych. Model własny 6DOF okazał się mało wrażliwy na błąd stałej modelu, tzn. wartości momentu bezwładności, ponieważ zmiana jego wartości o $\pm 40\%$ nie wpłynęła znacznie na ruch kątowy zastawki, ponadto zaobserwowano jeszcze mniejszy wpływ na wskaźniki jej pracy. Wyniki analiz FSI i pomiarów, jak i wyznaczone wskaźniki opisujące działanie zastawki, wskazały na właściwe działanie protezy, co również potwierdziło wnioski oparte o model sztucznie wszczepionej zastawki w obrębie naczyń pacjenta, opisany w Rozdziale 4. Rozpoznano i zaimplementowano algorytm do modelowania syntetycznych zastawek. Doświadczenie autora pracy doktorskiej (Nowak M. et al, *The protocol for using elastic wall model in modeling blood flow within human artery. Eur. J. Mech. B Fluids* 2019) w zakresie modelowania przepływu krwi przez naczynia krwionośne (aortę), zostało przeniesione do modelowania pracy zastawek. Implementacja siatki ruchomej dla odkształcalnej zastawki aortalnej, pozwoliła na połączenie dwóch modułów siatki ruchomej, tzn. siatki dynamicznej z siatką nakładaną. Użycie takiego połączenia do modelowania ruchu elastycznych płatów zastawek, poprawiło znacznie jakość siatki numerycznej, stabilność modelu,

rozwiązanie warstwy przyściennej oraz zredukowało czas obliczeń. Opisano algorytm sprzęgający moduły siatki ruchomej, zarówno do geometrii dwuwymiarowych i trójwymiarowych. Ponadto, wprowadzono i opisano procedurę do testowania pracy siatek ruchomej, pozwalającą na wyeliminowanie konieczności jednoczesnego rozwiązywania równań strukturalnych i przepływowych. Model rozdzielony FSI został użyty dla zastawki anatomicznej. Aby porównać jej pracę z zastawką mechaniczną dwupłatową, wykorzystano zwalidowany w Rozdziale 5. model 6DOF z dynamiczną dyskretyzacją czasową. Model trójwymiarowy zastawki odkształcalnej wymagał wykorzystania ogromnych zasobów obliczeniowych, dlatego podejście do modelowania z geometrią dwuwymiarową zostało również zbadane. Jednakże, rozpoznano i opisano sposoby ograniczenia potrzeb obliczeniowych modelu trójwymiarowego.

Malejący napływ krwi do domeny powodował zamykanie się zastawki anatomicznej dla każdego stadium rozwoju zwapnienia, gdzie przepływ wsteczny był konieczny do zamknięcia zastawki mechanicznej, jednakże nie wskazuje to na nieprawidłową pracę zastawki sztucznej, ponieważ jej rolą jest blokada przepływu wstecznego. Wyznaczono podobne czasy otwierania i zamykania zastawki sztucznej i anatomicznej. Zaobserwowano niewielkie fluktuacje w kontekście zmiennych w czasie pozycji kątowych zastawki nieodkształcalnej, oraz deformacji zastawki elastycznej, podczas fazy otwierania i zamykania. W oparciu o wyniki modelu numerycznego, zwapnienie ludzkiej zastawki aortalnej zmienia jej kinematykę bardziej w kontekście jej maksymalnego otwarcia (spadek o 35.9% dla znacznego zwapnienia) niż dla maksymalnego zamknięcia (w przybliżeniu równy spadek zamknięcia o 5% dla wszystkich etapów zwapnienia). Zdrowa zastawka aortalna anatomiczna powodowała mniejszy spadek ciśnienia (240 pascali) niż zdrowa zastawka sztuczna mechaniczna (850 pascali). Wartości spadków ciśnienia rosną wraz ze zwiększaniem się zwapnienia zastawek. Struktury wirowe przepływu były bardziej wyraźne w przypadku zastawki anatomicznej, co prawdopodobnie było spowodowane zakrzywioną powierzchnią jej płatów. Zastawka dwupłatowa natomiast powodowała regularny, trzy-strumieniowy przepływ (three-jet flow), jednakże wirowość wciąż była obserwowana, zwłaszcza w obrębie zatoki aorty (aortic sinus), szczególnie w momencie gdy napływ maleje. Zablokowanie jednego z płatów zastawki sztucznej, wynikające z jej przywarcia do blaszki miażdżycowej,

prowokowało kilkukrotny wzrost spadku ciśnienia i naprężeń ścinających na zastawce. Niewiele większe naprężenia ścinające zaobserwowano na zastawce mechanicznej, naprężenia te rosły w wyniku miażdżycowania. Gromadzenie się blaszki miażdżycowej zwiększało wirowość pola prędkości dla modelu zastawki anatomicznej człowieka, gdzie w przypadku protezy mechanicznej, zaobserwowano stały spadek o 3% na każdy stopień zwapnienia.

Autor pracy doktorskiej wskazał obszary, wymagające dalszego rozwoju w zakresie modelowania pracy zastawek anatomicznych człowieka, jak i ich syntetycznych. Rozwinięte i wykorzystane modele 6DOF-FSI oraz FSI mogą być z powodzeniem wykorzystane w analizach wielowariantowych, co pozwoliłoby na wsparcie procesu decyzyjnego, związanego z wyborem najlepszego typu sztucznej zastawki dla danego pacjenta. Parametry związane z geometrią, wpływające na pracę syntetycznej zastawki, to na przykład długość płata zastawki (sztywna i elastyczna), ograniczenia ruchu kąтового i lokalizacja osi obrotu (sztywna), ilość płatów i ich grubość, właściwości materiałowe. Wpływ tych parametrów na pracę zastawki zostanie w przyszłości zbadany przez autora pracy doktorskiej. Planowane jest dalsze prowadzenie badań w zakresie wykorzystania modeli sztucznej inteligencji oraz modeli zredukowanych do modelowania tworzenia się skrzepów. Ponadto podjęte zostaną próby uwzględnienia w opracowanych modelach podejścia wielofazowego. Zostaną przeprowadzone testy w zakresie wykorzystania otwartego oprogramowania (open-source) do modelowania pracy zastawki nie tylko aortalnej, ale także dużo bardziej skomplikowanej zastawki mitralnej.