

Wykorzystanie metod numerycznych w konstrukcji układu przepływowego pozaustrojowej pompy wspomaganie serca ReligaHeart EXT

Krzysztof Józwik, Damian Obidowski, Piotr Reorowicz, Przemysław Kłosiński, Dariusz Witkowski, Tomasz Wajman¹
Wojciech Bujok, Artur Kapis, Roman Kustosz²

¹Instytut Maszyn Przepływowych, Wydział Mechaniczny, Politechnika Łódzka

²Pracownia Sztucznego Serca, Fundacja Rozwoju Kardiologii

Praca realizowana w ramach zadania badawczego pt:

„Opracowanie konstrukcji nowej generacji pozaustrojowej pompy wspomaganie serca”

Kierownik zadania:

Roman Kustosz

Pracownia Sztucznego Serca, Instytut Protez Serca, Fundacja Rozwoju Kardiologii

Streszczenie

Przedmiotem rozdziału jest zastosowanie metod numerycznych w konstrukcji pulsacyjnej pozaustrojowej pompy wspomaganie serca ReligaHeart EXT. W pierwszej części działu zawarto wyniki dotyczące modelowania przepływu krwi przez pompę wspomaganie serca. Zaprezentowano wyniki wybranych obliczeń w warunkach przepływu ustalonego w czasie, dla trzech różnych typów zastawek oraz w dwóch fazach pracy pompy. Przeprowadzono obliczenia dla modeli pomp z zastosowaniem zastawek Medtronic™, zastawek typu Moll oraz trójpłatkowych zastawek poliuretanowych opracowanych w Fundacji Rozwoju Kardiologii im. prof. Z. Religi w Zabrze. W kolejnej części przedstawiono metodykę i wyniki przeprowadzania obliczeń w warunkach zmiennych w czasie przy wymuszeniu przepływu przez ruch membrany. Prezentowana metoda stanowi istotne nowe podejście w modelowaniu przepływu przez pneumatyczne pompy wspomaganie serca.

Drugi rozdział poświęcony jest procesowi modelowania przepływu w rejonie mechanicznych zastawek serca. W pierwszej części tego rozdziału porównano ze sobą zastawki dyskowe Medtronic Hall, używane we wcześniej stosowanych pompach POLVAD z dwupłatkową zastawkę firmy St. Jude Medical™ oraz opracowaną w Instytucie Maszyn Przepływowych Politechniki Łódzkiej na podstawie konstrukcji opatentowanej przez prof. J. J. Molla zastawkę typu Moll. Zestawiono ze sobą i porównano pracę zastawek w różnych warunkach i fazach przepływu. Poddano analizie wpływ kąta otwarcia oraz warunków przepływu na strukturę przepływu,

rozkład ciśnienia oraz występowanie obszarów stagnacji w obszarze pierścieni zastawek i konektorów pompy ReligaHeart. W końcowej części pracy zaprezentowano wyniki symulacji przeprowadzonych dla trójpłatkowej zastawki poliuretanowej.

I Modelowanie przepływu przez pompę wspomaganą serca

1. Wstęp

Realizacja zadań w części Programu Polskie Sztuczne Serce obejmowała wykonanie serii obliczeń w warunkach przepływu ustalonego w czasie w dwóch krytycznych fazach pracy pulsacyjnej pompy wspomaganą serca ReligaHeart EXT: diastoli i systoli. Przeprowadzono analizę wpływu różnych typów zastawek na przepływ w pompie oraz wpływu położenia kąтового dysków w konektorach na strukturę przepływu i powstawanie obszarów stagnacji wewnątrz czaszy krwistej oraz konektorów pompy. Model numeryczny został przetestowany poprzez porównanie wyników obliczeń numerycznych z wynikami badań eksperymentalnych dla pompy POLVAD-MEV, stosowanej klinicznie. Dzięki przeprowadzonym symulacjom numerycznym przepływu przez zastawki w kanałach cylindrycznych i konektorach wprowadzono modyfikacje kształtu konektorów w ostatecznym modelu pompy ReligaHeart EXT. Badania numeryczne pozwoliły na przeprowadzenie dużej liczby prób, z których wybrano nieliczne przykłady zamieszczone w niniejszym rozdziale. Eksperyment numeryczny pozwala na obniżenie kosztów prób poszczególnych wariantów konstrukcyjnych w stosunku do doświadczeń laboratoryjnych. Modelowanie wirtualne jest szybsze i tańsze niż wykonywanie prototypów. Symulacje numeryczne nie mogą na tym etapie rozwoju zastąpić prób laboratoryjnych, ale pozwalają precyzyjnie wskazać własności poszczególnych konstrukcji, skracając ścieżkę prac badawczych i zwiększając prawdopodobieństwo osiągnięcia zamierzonych rezultatów.

2. Modelowanie przepływu przez pompę wspomaganą pracy serca przy ustalonych w czasie warunkach brzegowych

W ramach realizacji modelowania przepływu przez pompę przeprowadzono analizę przepływu dla trzech różnych typów zastawek: Medtronic™, zastawki na bazie patentu prof. J.J. Molla zmodyfikowanej w Instytucie Maszyn Przepływowych Politechniki Łódzkiej oraz zastawki polimerowej, trójpłatkowej wykonywanej w Fundacji Rozwoju Kardiologii im. Prof. Z. Religii z Zabrze.

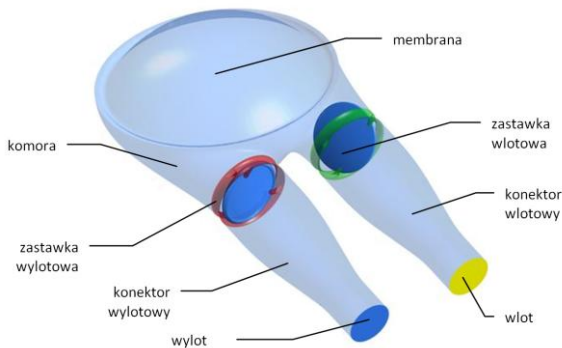
2.1. Założenia dla modelowania przepływu w warunkach ustalonych w czasie

Symulacje przepływu wykonano przy założeniu warunków przepływu ustalonego, zarówno dla pozycji diastoli, jak i systoli. Parametrem zmiennym był kąt ustawienia zastawki wlotowej i wylotowej dla dwóch położenia membrany pneumatycznej, przy pełnym otwarciu dysku jednej zastawki i nieznacznym uchyleniu dysku drugiej zastawki. Dla pojedynczego zadania wartości prędkości w przekroju wlotowym do pompy oraz ciśnienie w przekroju wylotowym były niezmiennie w czasie. Wprowadzano również modyfikacje geometrii konektorów, jednak te próby były realizowane jedynie dla zastawki typu Moll.

Geometria odwzorowująca pompę wspomaganie serca, opracowana i dostarczona przez zespół Pracowni Sztucznego Serca Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. Prof. Z. Religi z Zabrze, została wczytana do oprogramowania ANSYS ICEM, za pomocą którego wyodrębniono zamknięty obszar wnętrza sztucznej pompy serca oraz przeprowadzono proces dyskretyzacji domeny obliczeniowej. Warunki brzegowe – dla przekroju wlotowego – prędkość oraz dla przekroju wylotowego – ciśnienie statyczne, zostały ustalone w oparciu o rozkład prędkości i ciśnienia występujące w czasie pracy serca oraz dane literaturowe dla dwóch charakterystycznych punktów pracy serca.

2.2. Domena obliczeniowa

Dla wszystkich prezentowanych przypadków domenę obliczeniową stanowiła objętość odwzorowująca wnętrze pompy wspomaganie serca wraz z konektorami wlotowym i wylotowym, w których zostały umieszczone zastawki dyskowe. Warunki brzegowe zdefiniowane zostały na powierzchniach oznaczonych, jako Wlot i Wylot na rysunku 1. Wyodrębniono powierzchnie dysków i pierścieni dla każdej zastawki, co umożliwiło obliczenie sił oddziaływujących na te elementy. Wyodrębniono również pozostałe powierzchnie: czasza pneumatyczna, pompa, konektor wlotowy, konektor wylotowy. Domena obliczeniowa przedstawiona jest na rysunku 1.



Rys. 1. Domena obliczeniowa pompy wspomaganie pracy serca z zastawkami

Dla każdej symulacji przygotowano siatki niestrukturalne składające się z elementów czworościennych (tetrahedralnych) w środku domeny oraz pięciociennych (pryzmatycznych) w warstwie przyściennej wokół powierzchni ograniczających domenę oraz dysków i pierścieni zastawek. Po przeprowadzeniu testów niezależności siatek ustalono, że najbardziej optymalną przy uwzględnieniu jakości obliczeń oraz czasu ich trwania będą siatki, których łączna liczba elementów mieściła się pomiędzy 7 a 8 milionów.

2.3. Warunki brzegowe i początkowe

Obliczenia wykonano przy założeniu nieodkształcalności ścianek pompy wspomaganie, konektorów oraz elementów zastawek. W celu przeprowadzenia obliczeń o charakterze ustalonym należy umożliwić czynnikowi zbilansowanie masy. Oznacza to, że zakładając na wlocie warunek uwzględniający strumień masy należy wskazać

możliwość wypłynięcia takiego samego strumienia masy z domeny obliczeniowej. W innym przypadku zadanie nie będzie zbieżne, gdyż nie zostanie zbilansowanie równanie zachowania masy. Z tego powodu zastawka wylotowa dla diastoli i wlotowa dla systoli nie są w pełni zamknięte, jak ma to miejsce w tych fazach pracy pompy wspomaganie serca w warunkach rzeczywistych. Niepełne zamknięcie zastawek umożliwia przepływ czynnika wokół dysku, a prędkości w tym obszarze są znacząco zawyżone w stosunku do tych, które obserwuje się w rzeczywistości. Jest to nieuniknione przy założeniu przepływu ustalonego.

Do symulacji wykorzystano nienewtonowski model krwi opisany w [1, 2]. Założono ciśnienie referencyjne na poziomie 100 kPa. Pominięto oddziaływanie sił grawitacji na przepływ. Wartości parametrów użytych jako warunki brzegowe dla przeprowadzonych symulacji podano w tabeli 1.

Tabela 1. Wartości prędkości i ciśnienia w poszczególnych przekrojach

Pozycja membrany	Wlot – prędkość maksymalna [m/s]	Wylot – ciśnienie statyczne [kPa]
Diastola	3,815	13,65
Systola	0,315	-0,2821

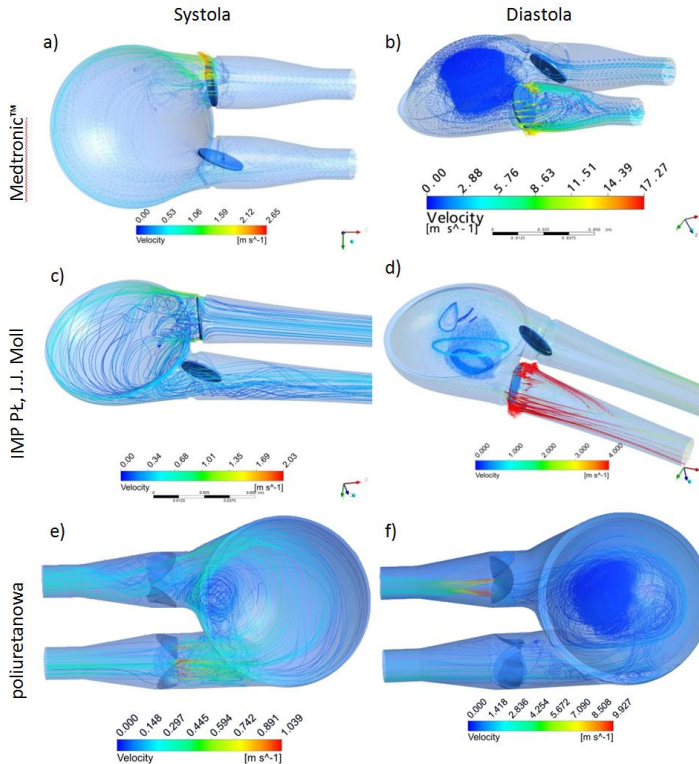
Warunkiem początkowym dla każdego z zadań były wartości prędkości w każdym węźle siatki poza powierzchnią wlotową równe zero.

Głównym celem realizacji tej części zadania było wyznaczenie kąta obrotu zastawki w konektorach dolotowym i wylotowym w diastoli i systoli, przy których będą występowały najbardziej korzystne warunki przepływu charakteryzujące się jego jednorodnością oraz najmniejszymi obszarami stagnacji. Za pozycję wyjściową położenia przyjęto ustawienie zastawek jak w przesłanych przez FRK geometriach dla systoli i diastoli. Przebadane zostały przypadki w pełnym zakresie kąta pełnego dla każdej zastawki, przy czym w niektórych przypadkach przyrost kąta wynosił 5°, a w tych, które dawały lepsze rezultaty przyrost kąta był redukowany do 1°.

Charakter przepływu

Ze względu na kulisty kształt oraz rozstawienie kanałów dolotowego i wylotowego na liniach będących w przybliżeniu stycznymi, we wszystkich przeprowadzonych symulacjach przepływu obserwowano silnie zawirowany przepływ wewnątrz pompy wspomaganie serca, zwłaszcza w jej centralnej części. W niektórych położeniach zastawek linie prądu były rozproszone równomiernie w całej objętości pompy, w innych tworzyły się swoiste pierścienie świadczące o długotrwałym wirowaniu krwi wewnątrz pompy przed jej opuszczeniem przez kanał wylotowy.

Na rysunku 2 zaprezentowano wyniki symulacji dla najlepszego i najgorszego położenia kąтового obserwowanego podczas przeprowadzonego badania. W kolumnach uszeregowano ilustracje dla systoli i diastoli, natomiast w rzędach ilustracje są pogrupowane w zależności od zastosowanych zastawek. Kolory linii odpowiadają legendom pod każdą z ilustracji.



Rys. 2. Linie prądu w protezach z zastawkami Medtronic™ i położenia kątowego zastawki wlotowej -15° , typu Moll dla położenia kątowego zastawki wlotowej -19° oraz poliuretanowymi trójpłatkowymi

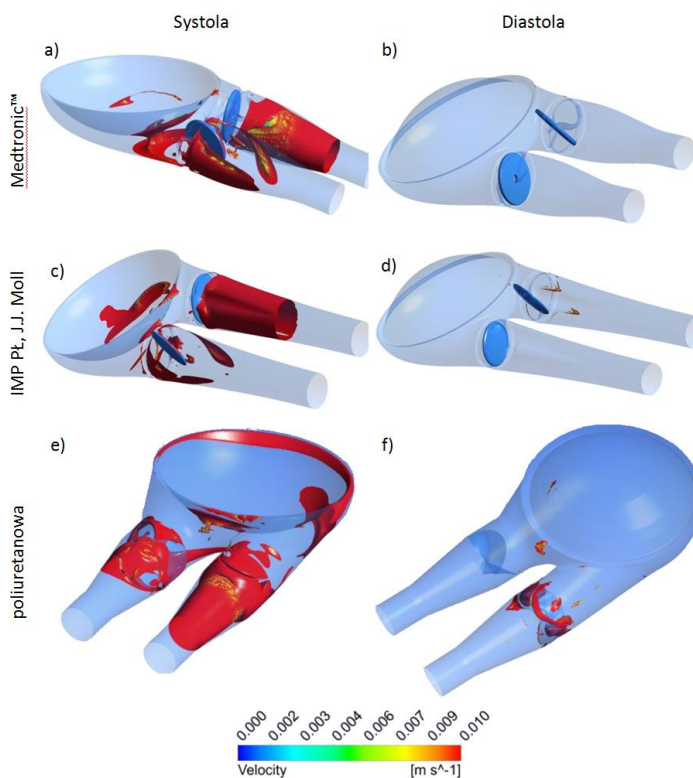
Najlepszymi wytypowanymi kątami ze względu na charakter przepływu, łącznie z obszarami stagnacji były -15° od położenia pierwotnego dla zastawki Medtronic™ oraz -19° dla zastawki IMP PŁ – Moll. Dla systoli charakterystyczne jest zaburzenie przepływu w obszarze zastawek oraz przepływ układający się pierścieniowo w pompie z przesuniętym w kierunku konektorów środkiem linii. W diastoli we wszystkich przypadkach we wnętrzu pompy w okolicy osi obrotu membrany tworzą się duże zawirowania o znacząco niższej wartości prędkości niż w obszarach przyściennych.

2.4. Wpływ położenia kątowego zastawki na występowanie obszarów stagnacji i przepływ wewnątrz pompy wspomagania serca

Wykresy obszarów stagnacji w poszczególnych przypadkach zostały zilustrowane na rysunku 3. Wyraźnie większe obszary stagnacji obserwowane są przy analizie wyników dla systoli, co jest związane z występowaniem znacznie mniejszych wartości prędkości. Bardziej niebezpiecznie wydają się obszary obserwowane przy diastoli, ponieważ jest to przedział czasu, podczas którego w pompie występują największe prędkości, a przez to w tym okresie pompa powinna być dokładnie przepłukiwana. Do wyznaczenia

obszarów stagnacji przyjęto, że są to te obszary, dla których prędkość osiąga wartości poniżej 0,01 m/s.

Najlepsze wyniki dla zastawek Medtronic™ uzyskano poprzez modyfikację położenia kąтового dla diastoli, gdy zastawka wlotowa została obrócona o 15 stopni w kierunku ujemnym. Dla tej pozycji praktycznie nie obserwowano obszarów stagnacji w diastoli, jedynie w nieznacznym stopniu wystąpiły one w obszarze tuż za pierścieniem zastawki. Natomiast, przepływ był równomierny bez wyraźnych obszarów oddzielania się strugi od głównego wiru. Obszary przy połączeniu czaszy z membraną były dokładnie opłukiwane z prędkością rzędu 2 m/s. Ilustrację dla tych wniosków stanowią rozkłady stagnacji pokazane na rysunku 2 a) i b) oraz rysunku 3 a) i b).



Rys. 3. Obszary stagnacji w pompach z zastawkami Medtronic™ dla położenia kąтового zastawki wlotowej -15° , IMP PŁ - Moll dla położenia kąтового zastawki wlotowej -19° oraz poliuretanowymi trójpłatkowymi

Geometria układu z zastosowaniem zastawek IMP PŁ – Moll wymusza silnie zawirowany przepływ. Analiza wyników dla wszystkich przypadków pozwala sformułować wniosek, że najmniejsza zmiana ustawienia kąтового zastawek w pompie wspomaganie serca ma duży wpływ na jednorodność przepływu oraz występowanie obszarów stagnacji. W niektórych położeniach zastawek linie prądu były

rozproszone równomiernie w całej objętości pompy, w innych tworzyły się swoiste pierścienie świadczące o długotrwałym wirowaniu krwi wewnątrz pompy przed jej opuszczeniem przez kanał wylotowy. Należy w tym miejscu zaznaczyć, że w rzeczywistym przypadku, gdy ruch krwi jest wymuszany ruchem membrany i zmienia się objętość płynu wewnątrz pompy, następuje wypływ krwi z pompy i charakter przepływu wewnątrz czaszy krwistej może być nieco zmieniony.

Najlepsze wyniki uzyskano poprzez modyfikację położenia kąтового zastawek dla zastawki w konektorze wlotowym przy obrocie o kąt 19° w kierunku ujemnym. Dla tej pozycji, w czasie diastoli, obserwowano nieznaczne obszary stagnacji, występujące w niewielkim stopniu przed elementami ustalającymi dysk wewnątrz kanału wlotowego. Przepływ był równomierny, bez wyraźnych obszarów oddzielania się strugi od głównego wiru. Obszary przy połączeniu czaszy z membraną były dokładnie opłukiwane przepływem z prędkością rzędu 2 m/s. Ilustrację dla tych obserwacji stanowią obrazy pokazane na rysunku 2 c) i d) oraz rysunku 3 c) i d).

Najgorzej w porównywanych wszystkich przypadkach wypadła zastawka trójpłatkowa. Obserwowano duże obszary stagnacji w dnach płatków, które nie były opłukiwane nawet w diastoli. Dodatkowo, zaobserwowano duże obszary stagnacji w systoli, w okolicy połączenia membrany z czaszą krwistą, czego nie dało się zaobserwować przy zastosowaniu zastawek dyskowych.

2.5. Wnioski

Na podstawie przeprowadzonych badań można stwierdzić, że możliwości oddziaływania ustawianiem kątowym dyskowych zastawek dla modeli Medtronic i IMP PŁ – Moll, zarówno wlotowej jak i wylotowej, na przepływ w pompie zostały dobrze przebadane. Wyznaczono, za pomocą metod numerycznych, pozycje kątowe zastawek, które powinny być wykorzystane, jako wyjściowe warunki do ewentualnych badań eksperymentalnych. Najlepszym położeniem kątowym dla zastawki wlotowej dla zastawek Medtronic™ jest położenie -15° , natomiast dla zastawek IMP PŁ – Moll jest położenie -19° . W przypadku trójpłatkowych zastawek poliuretanowych z centralnym przepływem, ustawienie kątowe zastawek nie ma wpływu na warunki przepływu cieczy w pompie. Zastosowanie zastawki poliuretanowej trójpłatkowej w konektorze dolotowym wydaje się bezzasadne ze względu na obszary stagnacji w dnach płatków zastawki. Można rozważyć zastosowanie takiej zastawki dla konektora wylotowego. Dodatkowo, należy rozważyć możliwość zaprojektowania konektorów tak, aby zwiększyć objętość w dnach zastawki, co może polepszyć warunki przepłukiwania tych okolic w czasie pracy pompy.

3. Modelowanie przepływu przez pompę wspomagania serca przy zmiennych w czasie warunkach brzegowych z wymuszeniem przepływu poprzez ruch membrany

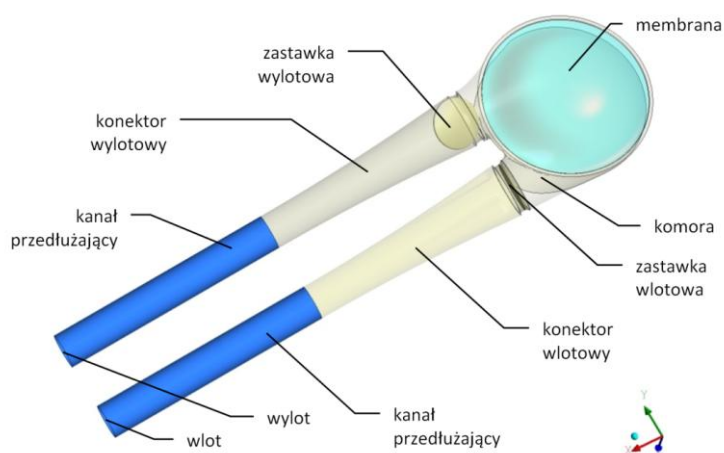
Przeprowadzona analiza stanowi dodatkową weryfikację wykonanych obliczeń przepływu w warunkach ustalonych. Prezentowany model daje możliwość wykonania symulacji oddziaływania płynącej cieczy ze ścianami pompy oraz elementami zastawki

z uwzględnieniem modelowego ruchu membrany. Przeprowadzone symulacje pozwalają na wizualizację zmian przepływu cieczy z uwzględnieniem zmiany objętości płynu w czaszy krwistej pompy wspomaganie w czasie cyklu pracy i położenia dysków zastawek, nie stanowią jednak symulacji pełnego oddziaływania cieczy z bryłą, ponieważ nie uwzględniają numerycznych obliczeń odkształceń wynikających z oddziaływania cieczy na ścianki.

3.1. Założenia oraz warunki brzegowe

Domenę obliczeniową wyznaczono w oparciu o model pompy ReligaHeart EXT z zastosowaniem dyskowych zastawek według konstrukcji prof. J. J. Molla, zmodyfikowanej w Instytucie Maszyn Przepływowych Politechniki Łódzkiej. Zastawki użyte w prezentowanym przypadku zostały uproszczone w celu zmniejszenia wielkości i gęstości siatki wymaganej do obliczeń. Wynika to w dużej mierze z wyboru metody prowadzenia obliczeń zmiennych w czasie. W tym przypadku ilość wykonanych obliczeń, a co za tym idzie czas potrzebny na uzyskanie wyników zwiększa się wielokrotnie. Same obliczenia numeryczne, które pozwoliły na uzyskanie wyników prezentowanych w niniejszym raporcie, przy wykorzystaniu stacji roboczej będącej w posiadaniu Instytutu, trwały około dwóch tygodni.

Na domenę obliczeniową składały się: pompa – czasza krwista, dyski zastawek, konektory oraz kanały przedłużające. Poszczególne elementy zostały zilustrowane na rysunku 4. Przepływ cieczy wywołany był ruchem membrany pompy, który został opisany równaniem 1. Otwarcie i zamknięcie obu zastawek jest wymuszone i sterowane w z góry narzuconych chwilach czasowych, które zostały dobrane na podstawie eksperymentów na modelu rzeczywistym wykonanych przez FRK. Wlot i wylot są powierzchniami, przez które ciecz może swobodnie wpływać i wypływać z domeny. Kanały przedłużające zastosowano w celu stabilizacji przepływu w konektorach i oddaleniu warunku brzegowego od analizowanego obszaru.



Rys. 4. Pompa ReligaHeart EXT z dodanymi konektorami i kanałami prostymi

W rzeczywistej pompie ruch membrany jest wymuszony i sterowany ciśnieniem powietrza pochodzącym ze sterownika i oddziałującym na membranę po stronie czasu pneumatycznej. Ruch membrany jest powtarzalny, ale jego opis matematyczny jest niezwykle skomplikowany i nie jest powtarzalny przy każdym ruchu, dlatego przyjęto założenie symetryczności odkształceń membrany, co doprowadziło do opisanego pozycji węzłów siatki membrany równaniem 1. Funkcja $veltime(t)$ została dobrana empirycznie w taki sposób, aby pozycja szczytu membrany pokrywała się z otrzymanymi eksperymentalnie pozycjami odpowiadającymi diastoli i systoli - dane z Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii im. prof. Z. Religi.

$$V_{membrany} = veltime(t) \cdot \arctan \left(10 \cdot \left(1 - \frac{r}{R_{max}} \right)^2 \right) \quad (\text{równanie 1})$$

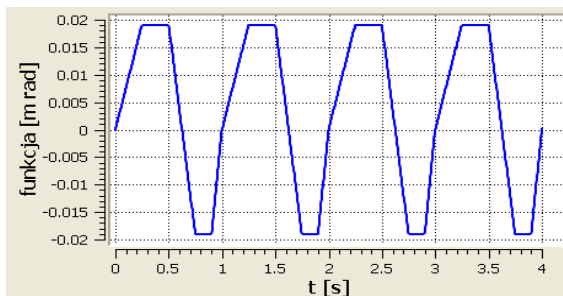
gdzie:

$veltime(t)$ – funkcja zilustrowana wykresem pokazanym na rysunku 5,

R_{max} – promień okręgu linii styku membrany i czaszy krwistej.

Membrana w czasie trwania jednego cyklu wykonuje ruch od pozycji środkowej ku górze, co powoduje zwiększenie objętości, a następnie ruch w dół powodując zmniejszenie objętości. Kolejne fazy ruchu membrany zilustrowano na rysunku 6.

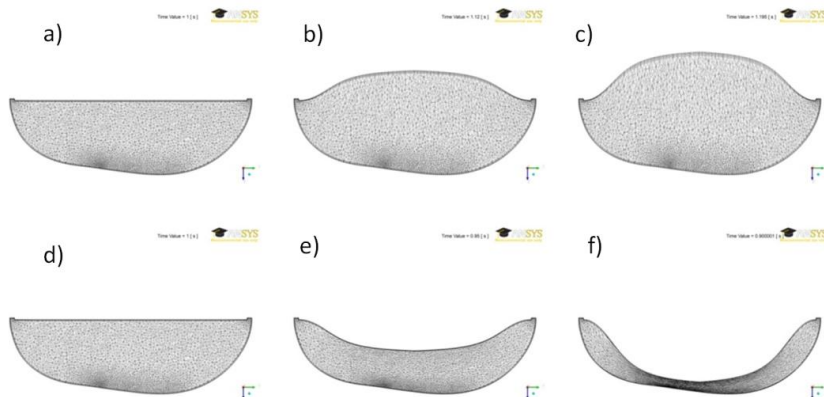
Ruch zastawek jest sterowany w taki sposób, że w odpowiedniej chwili czasowej następuje ich otwarcie i zamknięcie ze stałą prędkością kątową. W odróżnieniu od membrany zastawki zostały modelowane z wykorzystaniem możliwości wstawienia bryły do kanału (ang. Immersed Body).



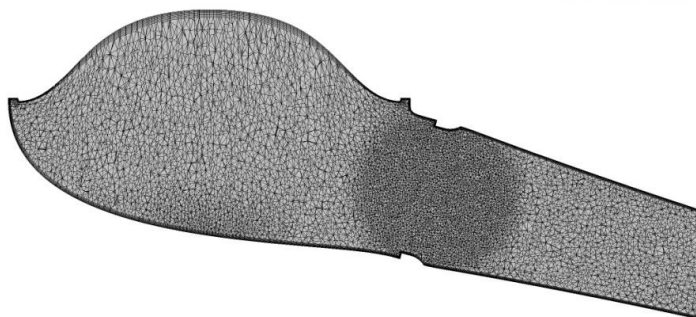
Rys. 5. Funkcja prędkości ruchu membrany – $veltime(t)$

Metoda modelowania detalu zanurzonego w cieczy (Immersed Body) pozwala na modelowanie oddziaływania ciała zanurzonego w płynie na zachowanie płynu. W tej technice, numeryczne siatki cieczy i detalu przenikają się, a dzięki temu unika się problemów związanych z odkształcaniem elementów siatki powodujących błędy numeryczne. W oprogramowaniu wykorzystywanym na potrzeby opisywanego eksperymentu numerycznego (ANSYS CFX wersja 12.1) nie jest jednak możliwe uzyskanie warunku identycznego z tym jaki jest na ścianie. Solver CFX zakłada dodatkowe źródło momentu oddziałującego w płynie zawartym wewnątrz ograniczeń zanurzonej bryły, co ma symulować występowanie ściany w tym obszarze. Niestety nie jest to typowa ściana, niemniej jednak ze względu na zalety, w szczególności brak

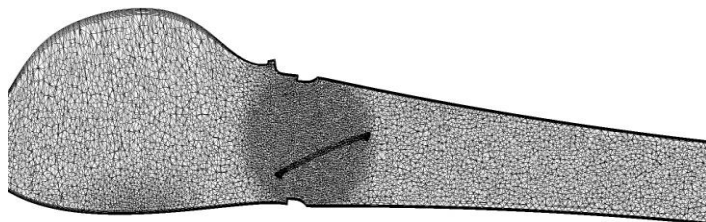
odkształceń siatki, narzędzie to zostało wykorzystane w tym przypadku. Rysunek 7
ilustruje siatkę płynu, natomiast rysunek 8 ten sam przekrój z wstawioną siatką dysku.



Rys. 6. Kolejne fazy pracy pompy opisanej równaniem 1

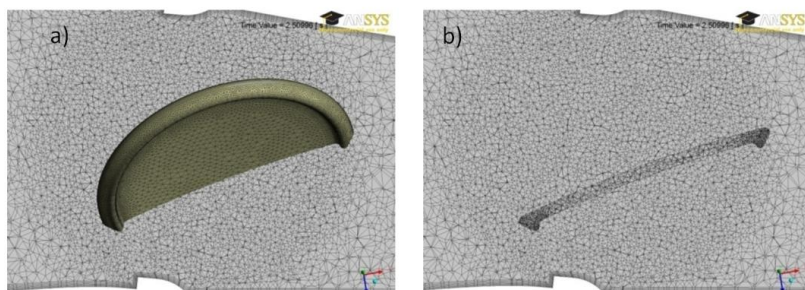


Rys. 7. Zagęszczenie siatki płynu w chwili pełnego uniesienia membrany



Rys. 8. Połączenie siatki i dysku w kanale

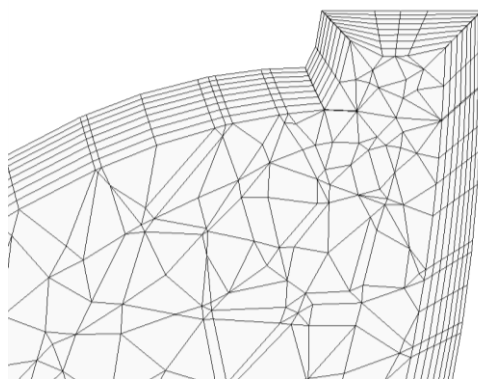
Jak wspomniano wcześniej, zrezygnowano z modelowania w pierścieniu zastawki
elementów ustalających pozycję dysku. Obszar, w obrębie którego porusza się dysk,
został zagęszczony, co ilustruje rysunek 9.



Rys. 9. Zbliżenie siatki dysku a) oraz jego przecięcie w osi b)

Pryzmatyczne warstwy przyścienne uwzględniono w obszarach ścian w pompie i w konektorach. Powiększenie ukazujące gęstość siatki w obrębie krawędzi pompy zostało przedstawione na rysunku 10.

W prezentowanym przypadku zastosowano, podobnie jak w poprzednich zadaniach, model krwi oparty o model wykładniczy.



Rys. 10. Siatka w obrębie połączenia pompy z membraną

3.2. Warunki początkowe i monitorowanie rozwiązania

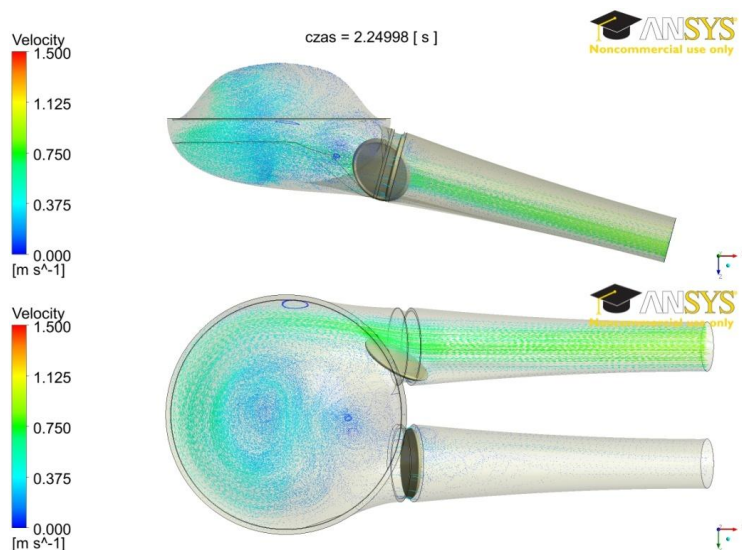
Warunki początkowe dla symulacji zmiennych w czasie powinny pochodzić od rozwiązania stacjonarnego. Na potrzeby rozwiązania zadania dla warunków początkowych przygotowano symulację, w której założono nieznaczny przepływ w pompie. Po osiągnięciu wystarczającej zbieżności zadania wykorzystano wyniki, jako warunek początkowy do symulacji przepływu zmiennego w czasie. Symulację ruchu membrany w sztucznej pompie przeprowadzono przez cztery sekundy, dla uproszczenia przyjęto czas trwania pojedynczego cyklu, jako jedną sekundę. Pierwszy cykl został pominięty przy rozważaniach ze względu na wpływ warunków początkowych w tym cyklu. Prezentowane wyniki pochodzą z trzeciego cyklu symulacji. Zbieżność zadania ustalono na poziomie rezyduów $1e^{-4}$ i w każdym kroku czasowym wykonywano od dwóch do 10 kroków iteracyjnych. Przyjęto krok czasowy o wartości

0,005 s, a wyniki zapisywano po każdym dziesiątym kroku czasowym. Łącznie, w celu uzyskania wyników wykonano około 8000 iteracji, dla których liczonych było od dwóch do dziesięciu podkroków, co wykazuje dobitnie, jak ważne jest dobranie możliwie najmniejszych rozmiarów siatki w celu uzyskania wyników w dopuszczalnym okresie czasu. Należy w tym miejscu podkreślić, że zadanie jest bardzo wrażliwe na dobór zarówno parametrów siatki, jak i kroku czasowego. Wykonano wiele testów siatek i kroków czasowych nim dobrano parametry, które pozwoliły na osiągnięcie prezentowanych wyników.

Rozwiązanie było monitorowane. W czasie trwania obliczeń obserwowano poziom rezyduów oraz prędkości w punktach leżących w osiach konektorów w miejscu połączenia konektorów i kanałów przedłużających. Na wykresach prędkości nie obserwowano różnic pomiędzy drugim, trzecim i czwartym okresem pacy pompy, co pozwala przypuszczać, że w trzecim okresie nie jest obserwowany wpływ warunków początkowych na analizowany przepływ.

3.3. Wyniki

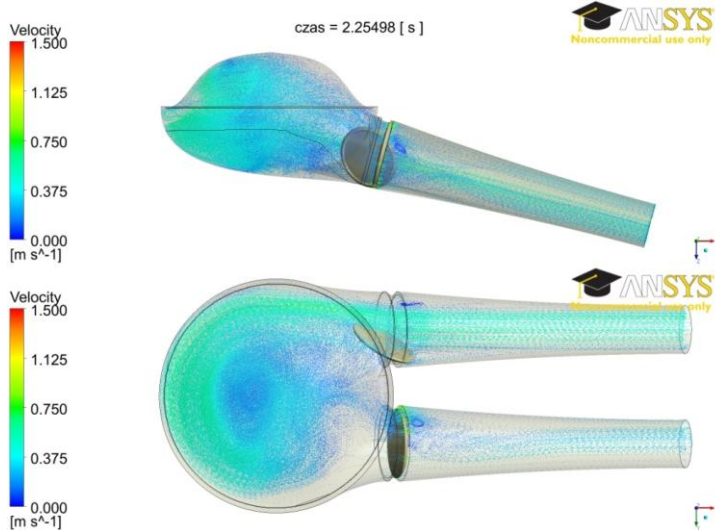
Głównym celem przeprowadzenia testu było porównanie uzyskiwanych wyników przy analizowaniu przepływów w pompie w układzie stacjonarnym, dla dwóch charakterystycznych położenia membrany – diastoli (rysunek 11 i rysunek 12) i systoli (rysunek 13 i rysunek 14).



Rys. 11. Rozkład wektorów prędkości na liniach prądu w chwili czasu $t = 2,25$ s

Rysunki 11 i 12 ilustrują dwa następujące po sobie kroki czasowe zapisywane na dysku komputera podczas rozwiązywania. Widoczny na ilustracjach zapis czasu dotyczy czasu od rozpoczęcia symulacji, przy czym wyniki wyciągane są w trzecim pełnym cyklu po ustaleniu się przepływu pulsacyjnego, w chwili skrajnego górnego położenia membrany

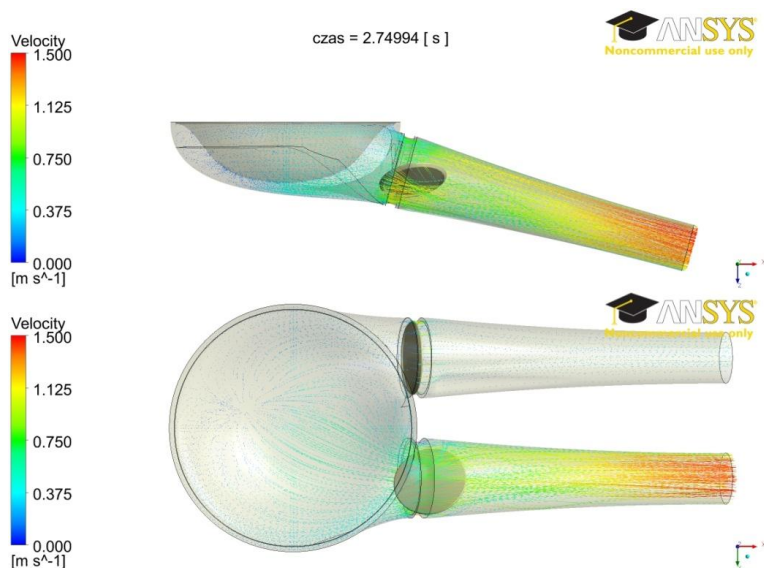
– diastoli. Czas podany na ilustracji jest generowany automatycznie w czasie opracowywania wyników. Różni się on nieznacznie od podanego w podpisie rysunku. Różnice wynikają z błędów generowania wartości czasu przez program na etapie rozwiązywania zadania. Dla uproszczenia zastosowano zaokrąglenie.



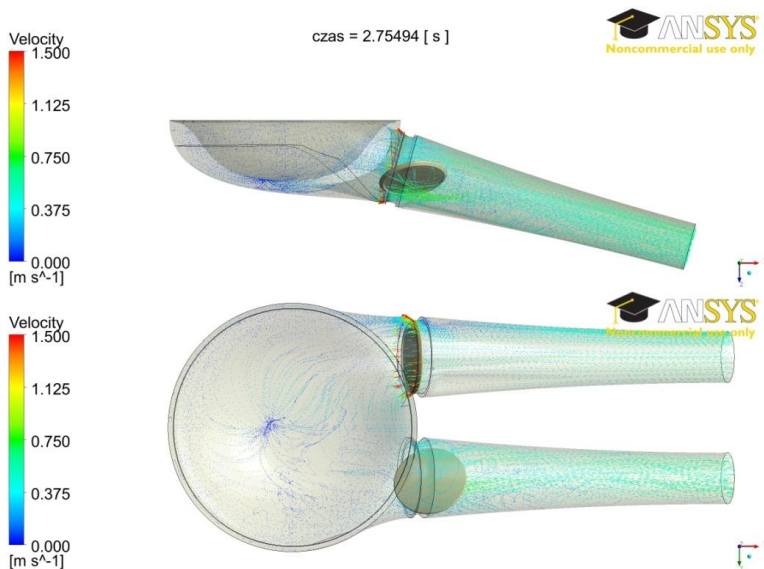
Rys. 12. Rozkład wektorów prędkości na liniach prądu w chwili czasu $t = 2,255$ s

Jak łatwo zauważyć, prędkości w konektorach i w pompie przy przepływach nieustalonych w czasie są na znacznie niższych poziomach (około 1 m/s) niż ma to miejsce dla symulacji prezentowanych na rysunku 2 d) (około 2 m/s). Może to wynikać ze zbyt wolnego ruchu membrany lub z mniejszego spiętrzenia przepływu. W przypadku obliczeń z ruchomą membraną założono, że jeden cykl pracy trwa 1 s. Dodatkowo, napływ krwi nie powoduje spiętrzenia (wzrasta objętość pompy), pomimo że zastawka wylotowa jest całkowicie zamknięta, podczas gdy w przypadku przepływów stacjonarnych jest ona nieznacznie uchylona, co spiętrza przepływ. Porównując ze sobą rysunki 11 i 12 można zauważyć, że nawet nieznaczna zmiana położenia membrany wraz ze zmianą położenia zastawek powoduje istotną zmianę charakteru przepływu wewnątrz pompy. Chociaż główne linie prądu – od konektora wlotowego do wnętrza pompy – mają bardzo zbliżony charakter, to w obrębie zastawki wylotowej można zaobserwować różnice wynikające z uchylenia się zastawki wylotowej. W następujących po sobie okresach czasu zmniejsza się zawirowanie w pompie w części bocznej po stronie konektorów oraz pojawia się zawirowanie za zastawką wylotową. Można jednak przy tym potwierdzić podobieństwo charakteru przepływu z obliczeń stacjonarnych do przepływów rejestrowanych przy zmieniającej się geometrii membrany. Różnice wynikają z nieco innych parametrów wyświetlania wyników. Widoczne we wszystkich przypadkach są duże skupiska wirów w centralnej części pompy z tendencją do przemieszczania się w kierunku ściany tylnej pompy (oddalonej od konektorów). Dodatkowo, obserwowano we wszystkich przypadkach

strumienie omywające obszary połączenia pompy z membraną. Rysunki 13 i 14 przedstawiają strumienie przepływu w pompie w czasie systoli w następujących po sobie chwilach czasowych. W chwili $t = 2,75$ s widać wyraźny wypływ z konektora wylotowego, podczas gdy w konektorze dolotowym praktycznie nie ma przepływu. W następniej zarejestrowanej chwili czasu $t = 2,755$ s przepływ zmienia się bardzo istotnie.



Rys. 13. Rozkład wektorów prędkości na liniach prądu w chwili czasu $t = 2,75$ s



Rys. 14. Rozkład wektorów prędkości na liniach prądu w chwili czasu $t = 2,755$ s

Przepływ wewnątrz pompy praktycznie ustaje, co ilustrują nieuporządkowane linie prądu pomiędzy membraną i komorą, natomiast wyraźnie widać rozpoczęcie napływu w konektorze dolotowym i znaczący spadek przepływu w konektorze wylotowym pomimo tego, że zastawka wylotowa jest wciąż otwarta. Ciecz posiadająca bezwładność, co można obserwować jedynie przy obliczeniach zmiennych w czasie, potrzebuje czasu, żeby zmienić kierunek przepływu. W chwili $t = 2,755$ s membrana zaczyna się nieznacznie unosić w stosunku do chwili $t = 2,75$ s, co powoduje istotną zmianę obrazu przepływu. W wyniku zmiany objętości, a w konsekwencji spadku ciśnienia wewnątrz pompy, krew zostaje zatrzymana w konektorze wylotowym, a jednocześnie powoduje silny wzrost napływu na dysk zastawki wlotowej, co z kolei doprowadzi do jej otwarcia.

Przepływ analizowany w zmiennych warunkach różni się od przepływu w warunkach ustalonych. Największe różnice uwidaczniają się w pompie, w której w przepływie ustalonym obserwowano linie prądu stanowiące prawie koncentryczne okręgi, podczas gdy w przepływnie modelowanym w zmiennych warunkach uwidacznia się jeden punkt położony prawie centralnie, od którego linie prądu rozchodzą się gwiazdźście we wszystkich kierunkach.

4. Wnioski

Modelowanie przepływu w warunkach zmiennych w czasie, a w szczególności przy zmiennej objętości pompy i z odwzorowaniem ruchu zastawek stanowi kolejny krok do uzyskania wyników obliczeń, które będą mogły być uznane za wiarygodne i wiernie oddające rzeczywiste warunki przepływu w pulsacyjnej pompie wspomagania pracy serca. W idealnym modelu numerycznym ruch membrany powinien być wywoływany napływem powietrza w czaszy pneumatycznej przez konektor doprowadzający powietrze ze sterownika pod odpowiednim ciśnieniem i z zachowaniem odpowiedniego strumienia masy w czasie. Odształcająca się pod wpływem oddziaływania powietrza membrana oddziaływałaby na ciecz wewnątrz czaszy krwistej, która to z kolei powodowałaby zmianę położenia dysków (płatków) zastawek. Tak postawione zadanie, oprócz oczywistego wzrostu skomplikowania analizy numerycznej – zwiększenie ilości domen obliczeniowych (co najmniej dwie domeny płynów oraz dodatkowo struktury membrany, czaszy pneumatycznej i krwistej) – stabilności rozwiązania (powietrze analizowane jako gaz ściśliwy wymaga rozwiązania dodatkowych równań, rozwiązania strukturalne naprężeń w materiałach elastycznych), powodowałoby wreszcie zwiększenie zapotrzebowania na moce obliczeniowe, które dalece wykraczają poza dostępne autorom zasoby sprzętowe.

Zaprezentowana w niniejszym rozdziale metodyka rozwiązania stanowi daleko idące uproszczenie idealnego modelu, pomimo tego uzyskanie wyników i ich analiza zajmuje tyle czasu, że w ramach istniejącej infrastruktury komputerowej nie może być włączona w projektowanie jako podstawowe narzędzie weryfikacyjne modelu. Z tego względu należy kontynuować weryfikację modelu korzystając z obliczeń ustalonych w czasie, będących w porównaniu z prezentowanymi w tym rozdziale stosunkowo tanim narzędziem (w czasie trwania obliczeń tego przypadku możliwe jest

przeprowadzenie co najmniej kilkunastu obliczeń dla różnych warunków przepływu ustalonego). Najlepszym rozwiązaniem przy obecnym stanie rozwoju technik numerycznych i sprzętowych jest podzielenie obliczeń w zakresie modelowania przepływu w pompach wspomaganie serca na dwa etapy. Etap pierwszy zakłada wykonanie obliczeń w warunkach ustalonych w czasie, które pozwolą na zebranie szerokiego spektrum danych do analizy. Możliwe jest wykonanie analizy ustawień kątowych zastawek wlotowych i wylotowych w dużej przestrzeni z niewielkim skokiem. W drugim etapie wybrane najbardziej obiecujące konfiguracje mogą być zweryfikowane obliczeniami w warunkach niestabilnych. Takie podejście pozwoli na uzyskanie wyników dla szerokiego zakresu danych przy użyciu metod o niskich kosztach obliczeniowych i wytypowanie najlepszych przypadków w wąskim zakresie, dla realizacji obliczeń wysokokosztowych.

II Porównanie pracy różnych zastawek w pulsacyjnej pompie wspomaganie serca

1. Wstęp

Przedstawione wyniki prac zostały przeprowadzone w ramach realizacji zadań badawczych w programie Polskie Sztuczne Serce. Najważniejszym celem postawionym przed realizatorami tej części badań było porównanie działania stosowanych w pompach ReligaHeart EXT jednodyskowych zastawek Medtronic™ do innych dostępnych rozwiązań i zaadaptowaniem zastawki według koncepcji prof. J. J. Molla [3,4,5] do potrzeb pracy w pompach pneumatycznych. Symulacje numeryczne miały pozwolić na optymalizację konstrukcji tej zastawki w celu zmniejszenia lub wyeliminowania występowania obszarów stagnacji w okolicy zastawki i czaszy krwistej pompy.

2. Symulacje przepływu przez zastawki mechaniczne w kanale cylindrycznym

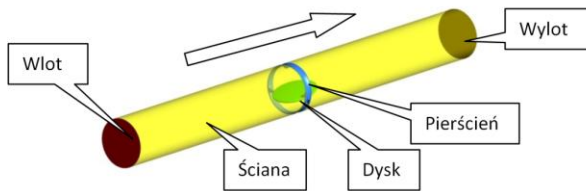
W celu przeprowadzenia eksperymentu numerycznego przygotowano trzy trójwymiarowe modele geometryczne zastawek dyskowych. Do tego celu wykorzystano oprogramowanie komputerowe do wspomaganie prac inżynierskich – ProEngineer 2.0 dla zastawki dyskowej opartej na konstrukcji prof. J. J. Molla oraz dwupłatkowej St. Jude Medical™. Model bryłowy zastawki Medtronic™ został przygotowany w Pracowni Sztucznego Serca Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii z Zabrze.

Odpowiednie obszary obliczeniowe, o kształcie odpowiadającym cylindrycznemu kanałowi o średnicy wewnętrznej 24 mm, przedłużone w strefie przed i za badanymi zastawkami, zostały przeniesione do oprogramowania ANSYS Modeler, a następnie poddane dyskretyzacji z wykorzystaniem oprogramowania ANSYS CFX-Mesher. Warunki brzegowe – dla przekroju wlotowego – prędkość oraz dla przekroju wylotowego – ciśnienie statyczne zostały ustalone w oparciu o rozkład prędkości i ciśnienia występującego w czasie pracy serca według danych literaturowych. Krzywe prędkości i ciśnienia zostały nałożone na czasy otwarcia i zamknięcia zastawek, co

pozwoiliło na określenie położenia kąowego dla danej chwili czasowej cyklu pracy serca.

2.1. Domena obliczeniowa

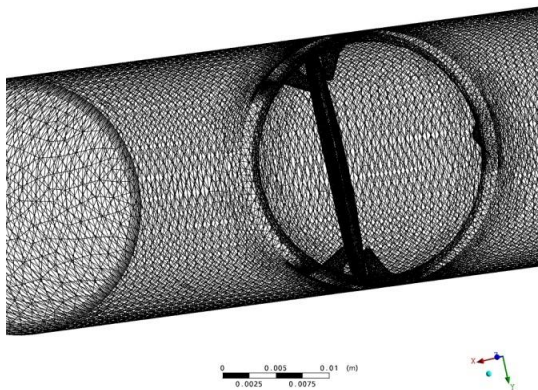
Dla wszystkich prezentowanych przypadków domena obliczeniowa składała się z kanału o długości 240 mm z zastawką położoną w połowie długości kanału. W celu określenia warunków brzegowych zdefiniowane zostały powierzchnie Wlot oraz Wylot. Wyodrębniono powierzchnię Dysk oraz Pierścień, co umożliwiło obliczenie sił oddziaływujących na te elementy. Powierzchnię kanału zdefiniowano jako Ściana. Domenę obliczeniową na przykładzie zastawki według koncepcji prof. J. J. Molla przedstawiona jest na rysunku 1.



Rys. 1. Domena obliczeniowa zastawki dyskowej dla konstrukcji według koncepcji prof. J. J. Molla

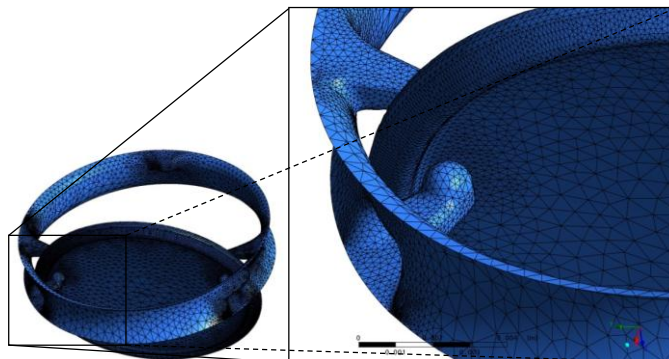
2.2. Dyskretyzacja domeny obliczeniowej

Dla wszystkich przypadków przygotowano siatki niestrukturalne składające się z elementów czworobocznych w środku kanału oraz pięciobocznych (pryzmatycznych) w warstwie przysiennej kanału, wokół dysków oraz pierścienia zastawek. Siatkę w różnych częściach kanału ilustrują rysunki 2 - 4. Na rysunku 2 widoczna jest warstwa elementów pryzmatycznych w przekroju wlotowym. Rysunek 3 ilustruje gęstość siatki w obszarze zastawki. Wielkość elementów w obszarze dysku i elementów ustalających dysk zastawki została tak dobrana, aby możliwie wiernie oddać krzywizny powierzchni. Na rysunku 4 przedstawiona jest siatka na płaszczyźnie symetrii kanału, prostopadłej do dysku zastawki.

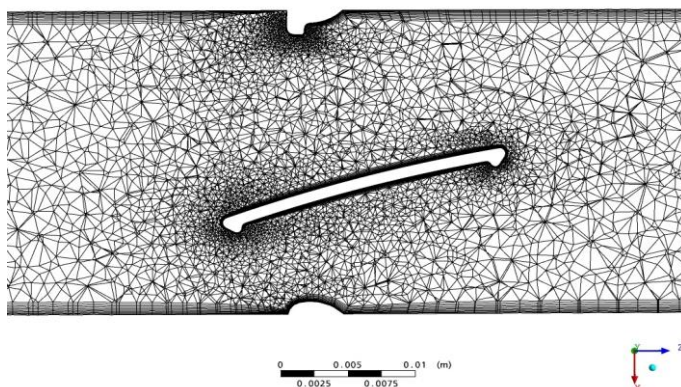


Rys. 2. Siatka dla całego kanału

Dla zachowania wysokiej jakości obliczeń elementy objętościowe wokół dysku i pierścienia były zwiększane z niewielkim współczynnikiem wzrostu objętości elementów sąsiadujących przez co uzyskano dodatkowe zagęszczenie siatki w części kanału o największym znaczeniu dla poprawności uzyskanych wyników.



Rys. 3. Siatka w obszarze zastawki



Rys. 4. Siatka w przekroju w płaszczyźnie symetrii kanału

Przeprowadzono testy jakości siatki obliczeniowej polegające na weryfikacji bezwymiarowego parametru y^+ oraz wykonaniu obliczeń weryfikacyjnych dla różnych siatek o większej gęstości niż siatki wykorzystywane do obliczeń. We wszystkich siatkach wykorzystanych do obliczeń prezentowanego eksperymentu numerycznego parametr y^+ był mniejszy od 6, przy czym największa jego wartość wystąpiła dla zastawki według koncepcji prof. J. J. Molla i wyniosła 3,6. Kolejnym etapem weryfikacji jakości przeprowadzonego eksperymentu numerycznego jest porównanie wyników symulacji dla różnych siatek. Test ten wykazał zgodność parametrów przepływu dla siatek o liczbie elementów wynoszącej około 1,5 mln oraz 2,3 mln. Porównywano ze sobą: prędkość maksymalną w całym obszarze obliczeniowym, wykresy konturowe prędkości w 5 różnych przekrojach wzdłuż i w poprzek kanału oraz wartości ciśnienia całkowitego w tych samych przekrojach. Wykazano w ten sposób poprawność

otrzymanych rezultatów dla siatek składających się z mniejszej liczby elementów. Z tego względu do dalszych obliczeń przyjęto parametry generacji siatek wyznaczone przy generacji mniej zagęszczonych siatek, co pozwoliło na bardziej korzystne wykorzystanie mocy obliczeniowych i przeprowadzenie obliczeń dla większej ilości przypadków w jednostce czasu.

2.1. Założenia oraz warunki brzegowe i początkowe symulacji

W prezentowanym eksperymencie numerycznym założono, że naczynia oraz elementy dysku są nieodkształcalne. Wykorzystano newtonowski model krwi. Za wartość gęstości krwi przyjęto 1045 kg/m^3 , założono wartość lepkości dynamicznej, jako $0,0034 \text{ Pas}$. Ze względu na relatywnie niskie wartości liczby Reynoldsa występujące w przepływie oraz na bardzo dobre odwzorowanie przepływu w warstwie przyściennej, przy znacznie szybszym osiągnięciu odpowiednich wartości zbieżności zadania w porównaniu z innymi modelami, za model turbulencji przyjęto Shear Stress Transport. Zdefiniowano wartość ciśnienia referencyjnego, jako 100 kPa [3,4,6].

W przekroju wlotowym zdefiniowano różne wartości prędkości dla poszczególnych zadań, przy czym dla każdego typu zastawki zastosowano te same wartości. Rozkład prędkości w przekroju wlotowym został zdefiniowany przez równanie 1. Taki profil prędkości jest bardzo zbliżony do profilu charakterystycznego dla przepływu laminarnego. Takie założenie dla kanału przed zastawką o długości mniejszej niż dziesięć jego średnic przepływ jest odpowiednio ukształtowany przed zastawką, co powoduje, że dla każdej z porównywanych zastawek napływ jest identyczny i pozwala na wyciąganie prawidłowych wniosków dotyczących oddziaływania zastawki na przepływ krwi.

$$V = V_{\max} \left(1 - \frac{r}{R} \right)^{1/7} \quad (\text{równanie 1})$$

gdzie: V – prędkość w węźle oddalonym o r od osi kanału,

V_{\max} – prędkość w osi kanału,

R – promień kanału,

r – odległość od osi kanału do węzła, w którym deklarowana jest prędkość.

Wartości prędkości, ustawienie kątowe zastawek oraz ciśnienie statyczne dla wszystkich przypadków poddanych symulacji zostały przedstawione w tabeli 1.

Tabela 1. Zestawienie warunków brzegowych

Typ zastawki	Prędkość [m/s]	Nachylenie kątowe dysku [°]	Ciśnienie statyczne [kPa]
J. J. Moll, Medtronic™	0,0129	0 MIN (zamknięta)	10,025
	0,0645	20	10,126
	0,1416	50	10,276
	0,1672	60	10,326
	0,2056	75 (otwarta)	10,402
	1,2969	75 MAX (otwarta)	13,651

St. Jude Medical™	0,012967	60 MIN (zamknięta)	10,025
	0,0516	55 A	10,100
	0,1159	50	10,226
	0,1672	20	10,326
	0,2056	5 MAX (otwarta)	10,402
	1,2969	5 MAX (otwarta)	13,651

Dla wszystkich prezentowanych symulacji warunki początkowe były takie same – automatyczne z wartością prędkości zero we wszystkich węzłach domeny krwi.

2.2. Wyniki symulacji komputerowych

Porównania różnych typów zastawek dokonano na podstawie takich parametrów jak prędkość, ciśnienie oraz siła wywierana przez płyn na zastawkę.

2.2.1. Zbieżność zadań

Oceny postępów rozwiązania dokonywano na podstawie wykresów wartości średnich oraz maksymalnych rezyduów dla kolejnych iteracji. Rozwiązanie zatrzymywano w przypadku, gdy poziom rezyduów średnich nie obniżał się dla więcej niż 100 iteracji, co wskazywało, że dalsze prowadzenie obliczeń nie prowadziłoby do uzyskania lepszych wyników. Dodatkowo, monitorowano wartości sił oddziaływujących na dysk oraz pierścień zastawki.

Dla prędkości zbliżonych do maksymalnych poziom wartości średnich rezyduów zawierał się pomiędzy wartościami $1e^{-6}$ a $1e^{-5}$, co określa się jako rozwiązanie o bardzo wysokiej jakości. Najgorszy poziom zbieżności osiągnęto dla niższych wartości prędkości i osiągał wtedy wartości pomiędzy $1e^{-4}$ a $1e^{-3}$. Producent oprogramowania deklaruje, że poziom zbieżności poniżej wartości $1e^{-3}$ jest wystarczający dla większości zastosowań inżynierskich.

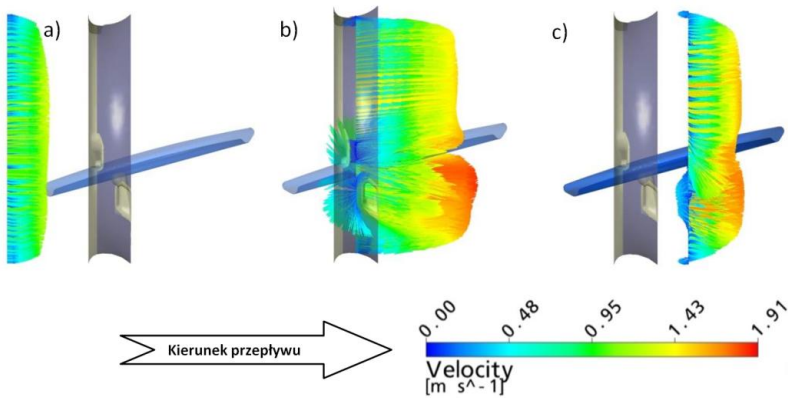
2.2.2. Charakter przepływu

We wszystkich rozpatrywanych przypadkach rozkład prędkości w kanale przed zastawką był taki sam. Przeprowadzono analizę zmiany prędkości w dziewiętnastu różnych przekrojach poprzecznych, dla których wykonane zostały wykresy konturowe i wektorowe prędkości.

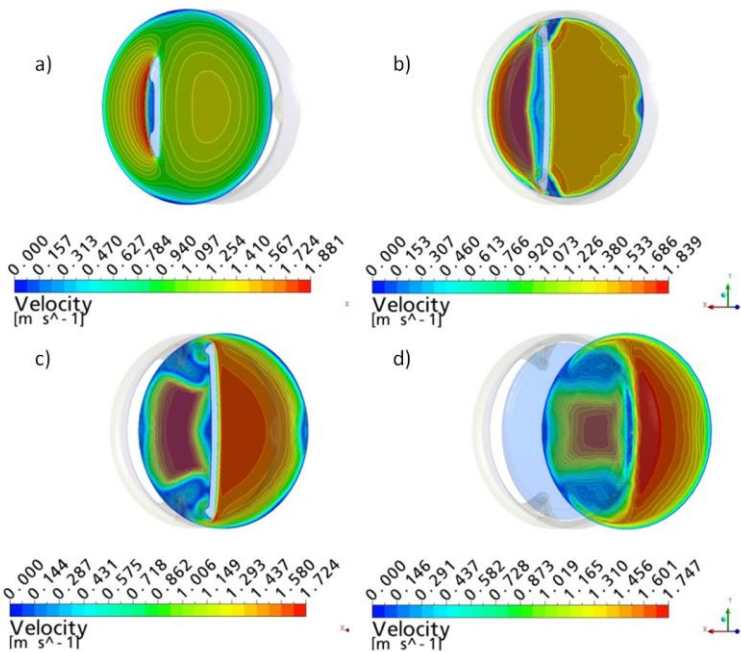
Na wykresach wektorowych (rys. 5, rys. 7 i rys. 9) wyraźnie widoczny jest wpływ zastawki oraz elementów ustalających, w przypadku zastawki według koncepcji prof. J. J. Molla i pałąka prowadzącego, w przypadku zastawki Medtronic™, na wzrost prędkości i zmianę kierunku przepływu w ich obszarze. Zastawka dwudyskowa pozwoliła na uzyskanie najbardziej jednorodnego przepływu i jednocześnie powodowała najmniejsze zaburzenia przepływu.

Wykresy konturowe (rys. 6, rys. 8 i rys. 10) pozwalają na zilustrowanie różnic pomiędzy obszarami o najwyższych i najniższych wartościach prędkości w płaszczyznach prostopadłych do przepływu. Na rysunku 6 c) i 6 d) uwidocznione zostały obszary

symetrycznych zawirowań spowodowanych przez elementy ustalające oraz dysk zastawki.



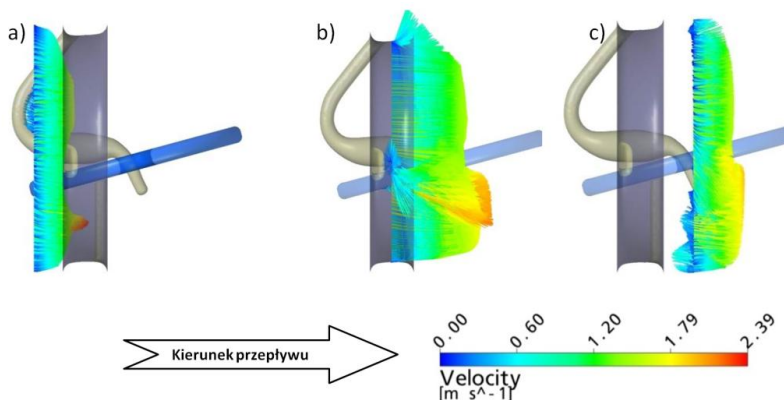
Rys. 5. Wektory prędkości w płaszczyznach przed, przez i za zastawką według koncepcji prof. J. J. Molla



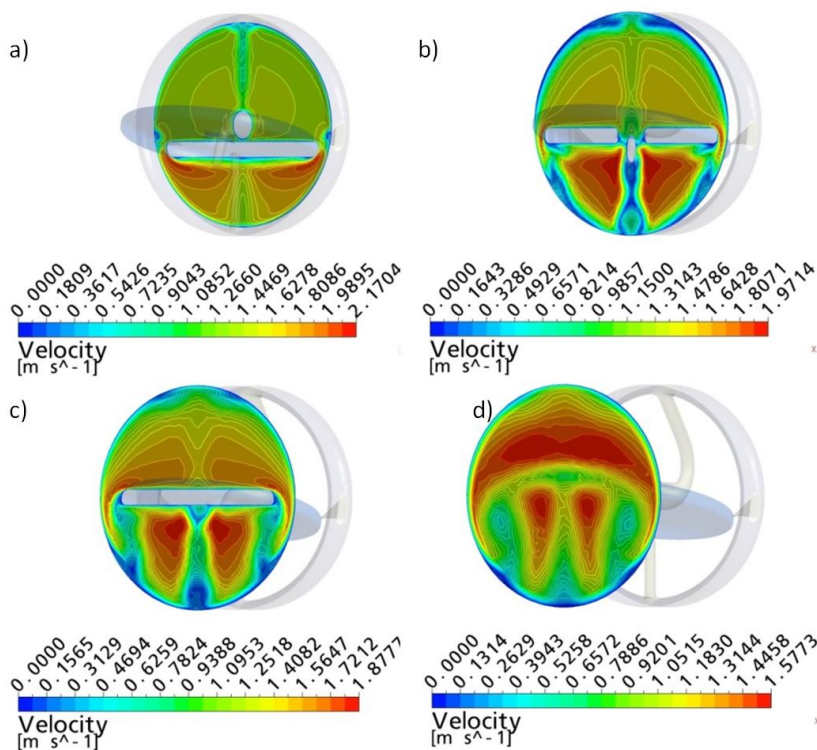
Rys. 6. Wykresy konturowe prędkości przed i za zastawką według koncepcji prof. J. J. Molla

Na rysunku 8 b) oraz 8 c) w osi kanału można zauważyć wyraźny ślad za pałkiem pozycjonującym i pałkiem ustalającym kąt otwarcia dysku. Podobnie kształtuje się obraz przepływu nad dyskiem zastawki dla obu zastawek jednodyskowych.

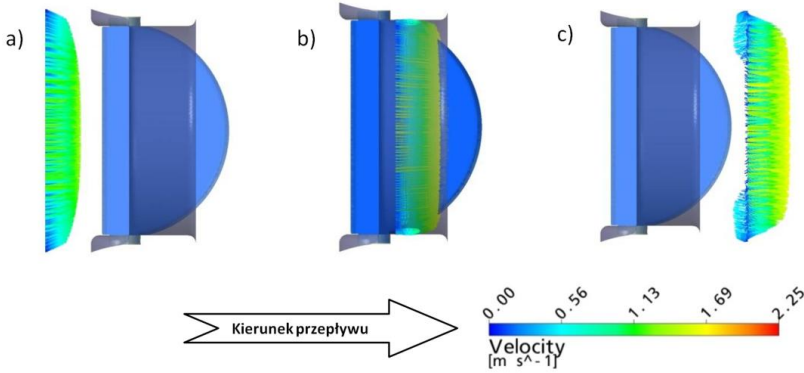
W przypadku zastawki dwudyskowej St. Jude Medical™ na uwagę zasługuje niesymetryczny przepływ (patrz rys. 10 a), b) i c)) w obszarze pomiędzy dyskami zastawki w górnej i w dolnej części.



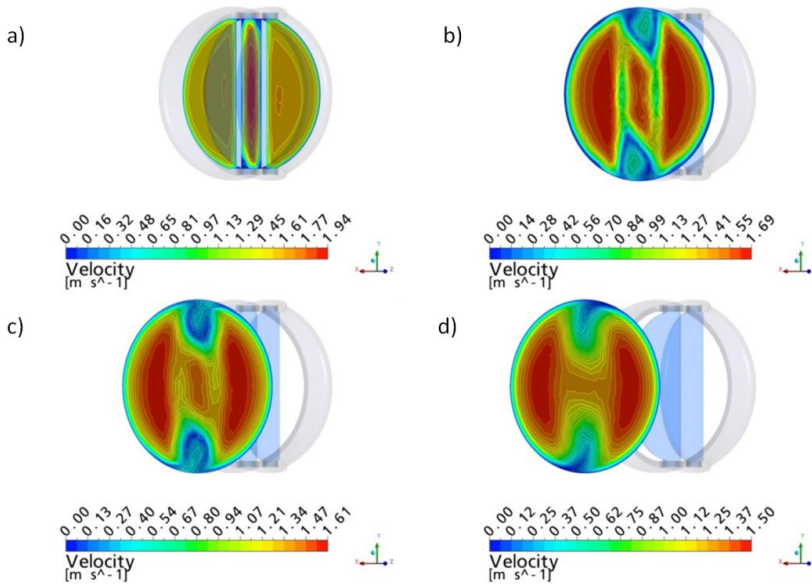
Rys. 7. Wektory prędkości w płaszczyznach przed, przez i za zastawką Medtronic™



Rys. 8. Wykresy konturowe prędkości przed i za zastawką Medtronic™



Rys. 9. Wektory prędkości w płaszczyznach przed, przez i za zastawką dwudyskową St. Jude Medical™



Rys. 10. Wykresy konturowe prędkości przed i za zastawką dwudyskową St. Jude Medical™

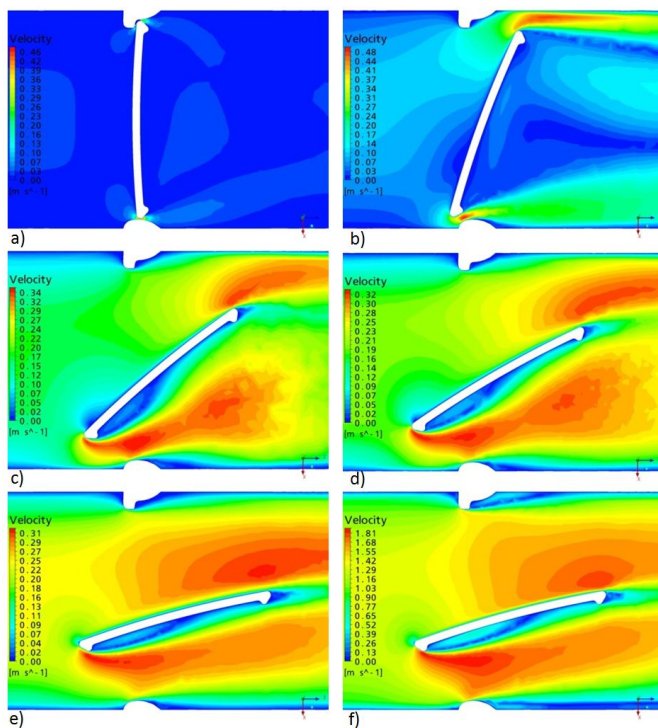
Z porównania wykresów konturowych przedstawionych na rysunkach 6 d), 8 d) oraz 10 d) można wywnioskować, że najmniejsze zaburzenia przepływu (co wynika z porównania wartości maksymalnych) powoduje zastawka dwudyskowa. Jest to spowodowane najszerszym kątem otwarcia (dyski odchyłone są o 5° od płaszczyzny symetrii kanału) oraz brakiem elementów prowadzących i ustalających w obszarze przepływu.

2.2.3. Wpływ typu zastawki na prędkości występujące w obszarze przepływu

Strukturę przepływu wokół różnych zastawek, dla sześciu różnych konfiguracji prędkości i kątów otwarcia dysków zastawek, przedstawiają wykresy konturowe pokazane na rysunkach 11, 12 oraz 13.

2.2.3.1. Zastawka dyskowa J. J. Molla

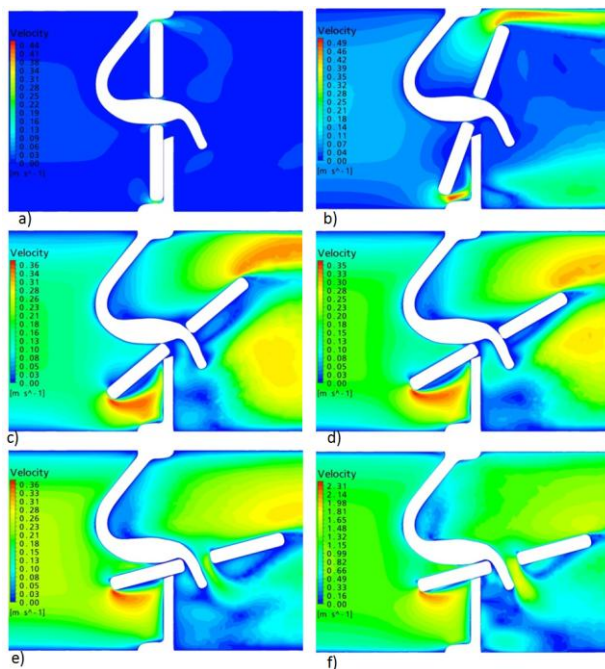
Największe wartości prędkości dla zastawki zaprojektowanej w oparciu o koncepcję prof. J. J. Molla występują powyżej i poniżej dysku, przy czym większy gradient prędkości obserwowany jest poniżej dysku. Najwyższa wartość prędkości w płaszczyźnie symetrii kanału wynosi 1,81 m/s.



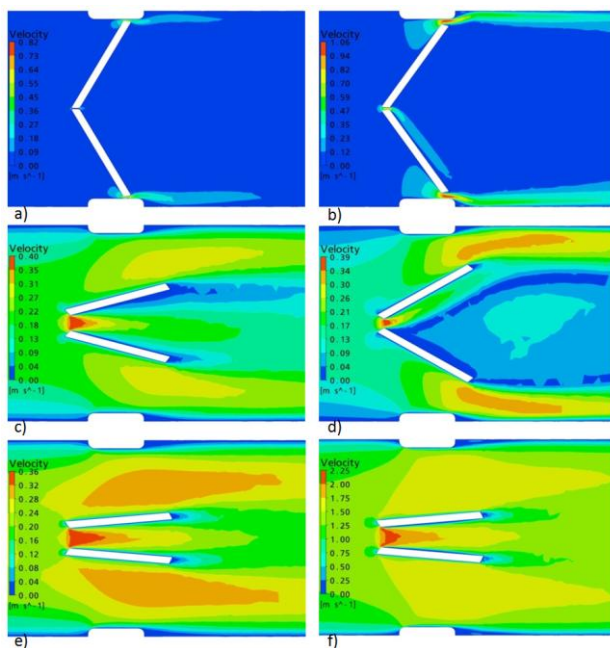
Rys. 11. Zmiana prędkości w zależności od kąta otwarcia i przyrostu prędkości w obszarze zastawki według koncepcji prof. J. J. Molla

2.2.3.2. Zastawka dyskowa Medtronic™

We wszystkich badanych przypadkach dla zastawki Medtronic™ największe wartości prędkości występowały na krawędzi natarcia dysku, w płaszczyźnie symetrii, widoczne jest to na rysunku 12. Prędkości te podane są odpowiednio jako najwyższe wartości w legendzie każdego z wykresów konturowych. Dla przypadku najwyższej wartości prędkości napływu – 1,29 m/s (w osi kanału) najwyższa wartość prędkości wynosi 2,31 m/s.



Rys. 12. Zmiana prędkości w zależności od kąta otwarcia i przyrostu prędkości w obszarze zastawki Medtronic™



Rys. 13. Zmiana prędkości w zależności od kąta otwarcia i przyrostu prędkości w obszarze zastawki St. Jude Medical™

2.2.3.3. Zastawka dwu dyskowa St. Jude Medical™

Z analizy przepływu przez zastawkę St. Jude Medical™ wynika, że największe wartości prędkości obserwowane są w płaszczyźnie symetrii kanału. Pomiędzy dyskami dochodzi do nałożenia się strugi krwi płynącej w osi kanału ze strugami odchylonymi przez zastawki. Dla przypadku najwyższej wartości prędkości napływu – 1,29 m/s (w osi kanału) najwyższa wartość prędkości w płaszczyźnie prostopadłej do dysków zastawki wynosi 2,25 m/s.

2.2.4. Obszary stagnacji

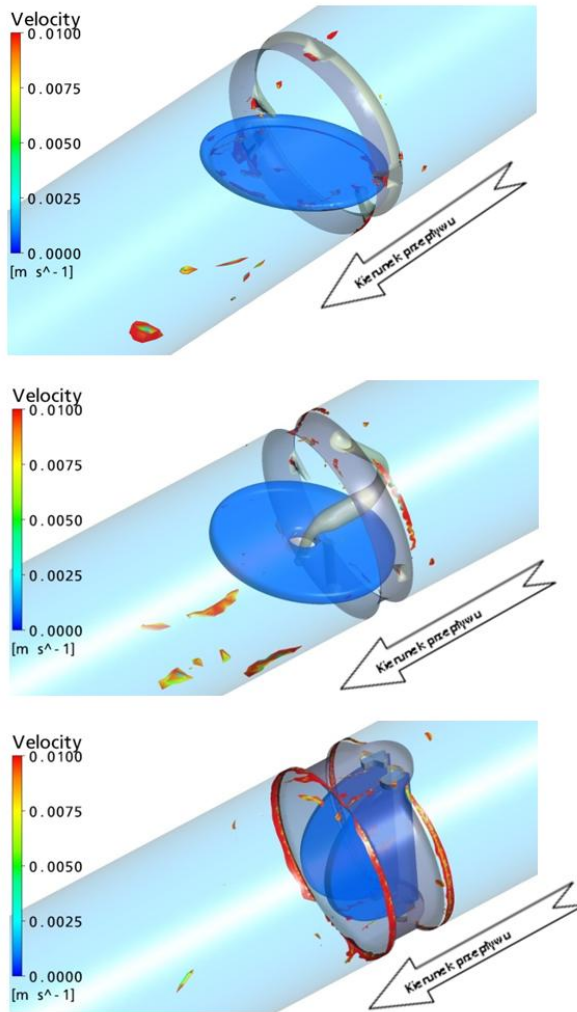
Ze względu na ryzyko powstawania zakrzepów przeprowadzono analizę obszarów stagnacji. Rysunek 14 przedstawia wyznaczone obszary stagnacji dla najwyższych prędkości napływu dla każdej zastawki. Wyznaczone obszary charakteryzują się obliczonymi wartościami prędkości poniżej 0,01 m/s. Przedstawione obrazy nie uwzględniają warstwy przyściennej, w której prędkość wynosi zero ze względu na założenie zerowania się prędkości na ścianach kanału. We wszystkich badanych zastawkach dają się wyróżnić punkty stagnacji. Ważne jest, aby obszary te były jak najmniejsze i aby nie stanowiły stałych obszarów przy przepływie w czasie otwierania i zamykania zastawki (w całym cyklu pracy).

W pokazanych rozkładach zilustrowano obszary stagnacji wyznaczone dla przepływu przy pełnym otwarciu zastawek i przy maksymalnej prędkości w kanale.

Analizując wykresy z rysunku 14 można zauważyć, że zastawka dwudyskowa St. Jude Medical™ wywołuje największe obszary stagnacji. Są one głównie zlokalizowane przed i za pierścieniem oraz w miejscach występowania zawiasów dysków. Sytuacja taka jest spowodowana tym, że pierścień wchodzi głęboko do wewnątrz kanału, a dodatkowo jest w porównaniu z pozostałymi konstrukcjami grubszy i dłuższy.

Najlepszą konstrukcją pod względem ograniczenia stagnacji wydaje się być zastawka Medtronic™, niemniej jednak należy pamiętać, że część z uwidocznionych obszarów zastoinowych przy przepływie przez zastawkę według koncepcji prof. J. J. Molla wynika z faktu powstawania oderwań w obszarze wewnętrznej (dolnej) krawędzi dysku, gdzie występuje wargę pozwalającą na przytrzymanie dysku za pomocą elementów ustalających. Obszary te będą podlegały omywaniu w kolejnych cyklach pracy pompy. Dysk (jak wykazano w badaniach doświadczalnych) w czasie pracy obraca się wokół własnej osi. Innym obszarem występowania stagnacji dla zastawki według koncepcji prof. J. J. Molla jest miejsce za elementami ustalającymi. Należy zauważyć, że zastawka ta wywołuje najmniejsze obszary stagnacji wokół pierścienia. Zostało to osiągnięte dzięki niskiemu profilowi pierścienia.

Obszary o prędkości mniejszej niż 0,01 m/s wewnątrz kanałów za zastawkami świadczą o tworzeniu się zawirowań w tych obszarach, a ich położenia będą ulegały przemieszczeniom.



Rys. 14. Obszary stagnacji dla symulacji przy maksymalnym kącie otwarcia dysków zastawek i przy najszybszym napływie a) J.J. Moll, b) Medtronic™, c) St. Jude Medical™

2.2.5. Siły działające na poszczególne zastawki

Przeprowadzona została analiza oporów stawianych przez zastawkę przy przepływie. Parametr ten ma szczególne znaczenie przy wszczepianiu zastawek. Większe opory sprawiają, że z każdym cyklem pracy serca szwy, które mocują zastawkę mogą ulegać zrywaniu, bądź powodować rozrywanie tkanek w miejscu wszycia. W przypadku pompy wspomaganie serca możliwe jest uwzględnienie wpływu rozkładu sił i naprężeń na konstrukcję mocowania pierścieni zastawek. Z przeprowadzonej analizy wynikało, że największe opory stawia zastawka dyskowa Medtronic™ (siła wypadkowa wynosiła 0,29 N), najmniejsze zaś zastawka St. Jude Medical™ (0,13 N), natomiast na zastawkę

zaprojektowaną na bazie konstrukcji prof. J. J. Molla oddziaływała wypadkowa siła o wartości 0,20 N.

3. Symulacje przepływu przez zastawki mechaniczne w kanale konektora pompy

W tym rozdziale przedstawiono wnioski i wyniki symulacji przeprowadzonych dla trzech różnych zastawek, przy różnych położeniach kątowych i dla różnych prędkości na wlocie. Wszystkie symulacje zostały przeprowadzone w warunkach ustalonych. Dla pojedynczego zadania wartości prędkości w przekroju wlotowym oraz ciśnienia w przekroju wylotowym były niezmiennie w czasie. Położenie kątowe dysków zastawek jest niezmiennie dla pojedynczego zadania. Przeprowadzone zostały symulacje w kanale podzielonym na trzy odcinki: o średnicy 14 mm, stożkowy – odpowiadających geometrii konektora – oraz odcinka o średnicy 24 mm z zamontowaną zastawką w pozycji jak przed i za komorą. Dla każdej zastawki i dla każdego ustawienia kąтового zostały przeprowadzone symulacje napływu z kanału o mniejszej średnicy (jak w przypadku napełniania pompy) oraz z kanału o większej średnicy do konektora (jak w przypadku wypływu z pompy). Łącznie w ramach tego etapu rozwiązania zadania przeprowadzono 36 symulacji.

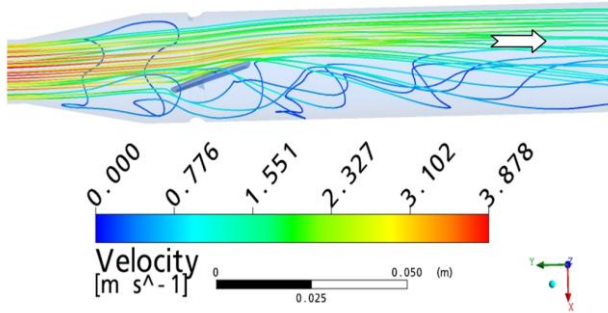
3.1. Założenia oraz warunki brzegowe i początkowe symulacji

Warunki brzegowe zostały zdefiniowane w taki sposób, że identyczny profil prędkości jak opisano w punkcie 2.4 zastosowano zawsze w przekroju o średnicy 24 mm, z tym że w przypadku symulacji wypływu warunek ten był warunkiem wlotowym, a dla napływu do pompy – warunkiem wylotowym z domeny obliczeniowej. Po przeciwnej stronie kanału ciśnienie było parametrem definiującym warunek brzegowy. Zastosowano te same pary prędkości i ciśnienia jak w tabeli 1.

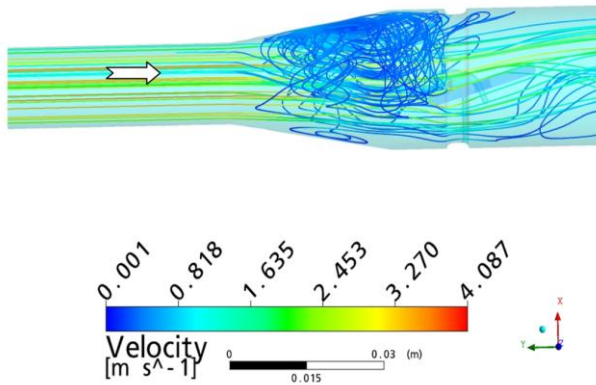
3.2. Wyniki symulacji komputerowych

Wyniki przykładowych symulacji wykonanych dla pełnego otwarcia dysków zastawki oraz przy maksymalnych prędkościach zilustrowano za pomocą linii będących torami wirtualnej cząsteczki przepływającej przez kanał. Rysunki 15, 16 i 17 przedstawiają linie prądu w konektorach napływowych dla zastawek odpowiednio: według koncepcji prof. J. J. Molla, Medtronic™ i St. Jude Medical™.

Jak łatwo można zauważyć, widoczne jest dla wszystkich zastawek zawirowanie płynu w konektorze przed zastawkami. Zawirowanie to jest związane z kształtem konektora i jest typowe dla dyfuzorowego kanału. Oderwania w konektorze w przypadku zastawek jednodyskowych rozpoczynają się we wczesnej fazie cyklu otwarcia zastawki i trwają praktycznie do całkowitego jej zamknięcia. Ich natężenie spada zaraz po pełnym otwarciu zastawki, a następnie wzrasta wraz ze wzrostem prędkości. W przypadku zastawki dwupłatkowej w pierwszej części cyklu pracy serca zawirowanie tworzy się w obszarze pomiędzy zastawkami, zanika przy pełnym otwarciu, ale pojawia się jednostronnie wraz ze wzrostem prędkości.



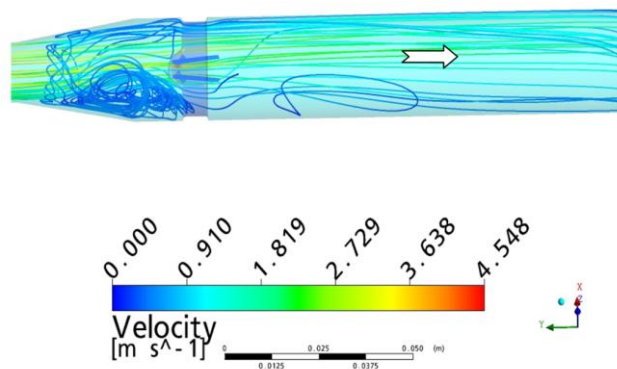
Rys. 15. Linie prądu w kanale doprowadzającym krew do pompy dla zastawki opracowanej według koncepcji prof. J. J. Molla



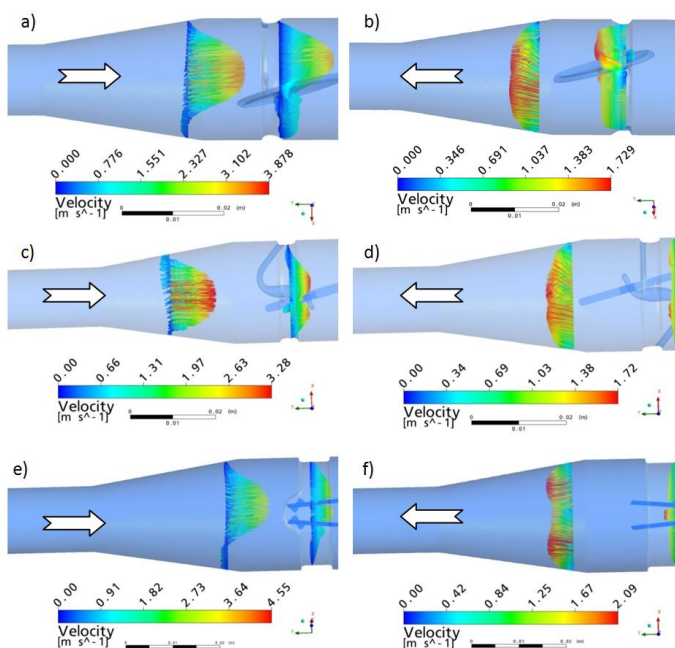
Rys. 16. Linie prądu w kanale doprowadzającym krew do pompy dla zastawki Medtronic™

W celu ograniczenia wpływu tych zjawisk, które są niekorzystne ze względu na powiększanie się obszaru o prędkości bliskiej zera, zaproponowano przeprojektowanie konektorów zastawek, ze szczególnym uwzględnieniem kąta rozwarcia stożka konektora wlotowego. Na rysunku 18 przedstawiono porównanie wykresu wektorowego profili prędkości dla wszystkich zastawek w czasie napełniania i wyrzutu krwi z pompy, dla przepływu z największą prędkością. Rysunek 19 ilustruje wektory prędkości w rzucie prostopadłym do osi kanału.

Ilustracje przedstawione na rysunku 18 prezentują wektory prędkości w płaszczyznach przy zastawkach i w konektorze. Obrazy po lewej stronie ilustrują napływ do pompy, po prawej stronie wypływ z pompy. Zwroty wektorów prędkości są zgodne z kierunkiem i zwrotem prędkości w danej części płaszczyzny kontrolnej. Kolorem oznaczona jest wartość prędkości w danym węźle. Należy zauważyć, że w niektórych płaszczyznach wektory prędkości są skierowane zgodnie i przeciwnie do kierunku głównego strumienia cieczy (oznaczonego białą strzałką na każdym wykresie).



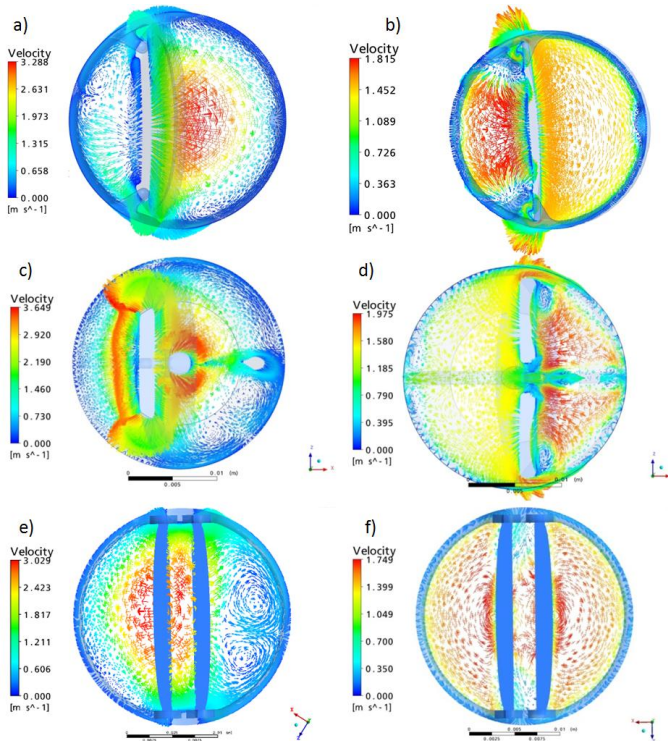
Rys. 17. Linie prądu w kanale doprowadzającym krew do pompy dla zastawki St. Jude Medical™



Rys. 18. Profile prędkości dla maksymalnych kątów otwarcia i najwyższej wartości prędkości w obszarze zastawki a) i b) – zastawka według koncepcji prof. J. J. Molla, c) i d) Medtronic™, e) i f) St. Jude Medical™

Oprócz zawirowań w płaszczyźnie symetrycznej kanału obserwuje się zawirowania poprzeczne. Ich wielkość i miejsca występowania przedstawione zostały na rysunku 19. Prędkości, w przypadku napływu, są wyraźnie większe od wartości prędkości dla opróżniania pompy. Uzasadnieniem takiej sytuacji jest fakt, że w kanale o średnicy 14 mm występuje, przy zachowaniu strumienia masy, większa prędkość niż w kanale

o średnicy 24 mm. Płyn, który wydostaje się z większą prędkością z kanału o mniejszej średnicy, w wyniku oddziaływania sił bezwładności posiada w osi kanału większą prędkość niż w przypadku, gdy ciecz z kanału o większej średnicy przepływa do kanału zwężającego się. W takim przypadku obserwuje się nałożenie prędkości odbitych od ściany, co powoduje powstanie charakterystycznego profilu prędkości o dwóch garbach w przekroju w płaszczyźnie – jest to bardzo dobrze widoczne na wszystkich rozkładach wypływu krwi z pompy (rys. 19. b), d), f)). Przeprowadzone symulacje numeryczne dla zastawek w konektorach nie dają jednoznacznej odpowiedzi, co do tego, która z zastawek wywołuje lepszy przepływ.



Rys. 19. Zmiana prędkości w zależności od kąta otwarcia i przyrostu prędkości w obszarze zastawki: a) i b) – zastawka według koncepcji prof. J. J. Molla, c) i d) Medtronic™, e) i f) St. Jude Medical™

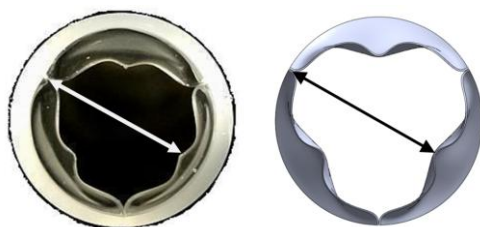
4. Symulacje przepływu przez zastawkę poliuretanową trójpłatkową w kanale konektora

Celem prac w ramach tego zadania było przeprowadzenie symulacji przepływu przez zastawkę trójpłatkową poliuretanową w kanale konektora, analiza zjawisk zachodzących podczas przepływu, określenie wpływu kształtu konektora na maksymalne otwarcie zastawki oraz identyfikacja stref stagnacji w celu ich wyeliminowania.

4.1. Sposób uzyskania geometrii odkształconej zastawki poliuretanowej

W celu przeprowadzenia symulacji przepływu przez zastawkę poliuretanową niezbędne było wygenerowanie geometrii zastawki w chwili jej otwarcia. Wobec braku geometrii zastawki w pełnym otwarciu podjęto decyzję o przeprowadzeniu badania numerycznego polegającego na obciążeniu ciśnieniem zamkniętej zastawki, której model geometryczny przygotowano w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze. Poliuretanowa zastawka trójpłatkowa została odkształcona działającym ciśnieniem, a modelowanie przeprowadzono w programie SolidWorks 2010. Geometria zastawki z zamkniętymi płatkami została zaimportowana do programu SolidWorks. Pierścień zastawki został unieruchomiony, natomiast płatek zastawki został obciążony naciskiem o wektorze równoległym do osi kanału. Jako materiał zastawki zastosowano gumę z biblioteki materiałowej programu. Rozwiązywano układ symetryczny ograniczony do kąta 120° , co odpowiada jednej trzeciej obwodu kanału, to znaczy jednemu płatkowi zastawki.

Złożona geometria zastawki uniemożliwia odkształcenie płatka poprzez deformację siatki w pojedynczym kroku. W związku z tym zdecydowano się na przeprowadzenie podziału całego odkształcenia na wiele faz o mniejszym nacisku wywołującym mniejsze przesunięcie. Dzięki tej metodzie uzyskano otwarcie płatka w kilku pozycjach od lekko uchylonego do całkowicie otwartego. W celu weryfikacji zmiany kształtu płatka przed i po odkształceniu porównano długość linii przecięcia płatka płaszczyzną leżącą w osi symetrii płatka. Różnica ta jest nieznaczna i była we wszystkich przypadkach mniejsza od 0,01 mm. Pozwala to na uznanie uchyleń płatka za odpowiadające rzeczywistości.



Rys. 20. Porównanie maksymalnego otwarcia dla zastawki rzeczywistej oraz modelowej

Uzyskane w drodze modelowania odkształcenie zostało porównane z obrazem odkształcenia zastawki zarejestrowanym na filmie nagrany podczas badań doświadczalnych w Fundacji Rozwoju Kardiochirurgii w Zabrze. W związku z podobieństwem obu odkształceń (patrz rys. 20) zdecydowano się na przeprowadzenie szeregu symulacji numerycznych mających na celu wizualizację przepływu w konektorze o zmiennym kształcie oraz opracowania koncepcji zmniejszenia stref występowania stagnacji.

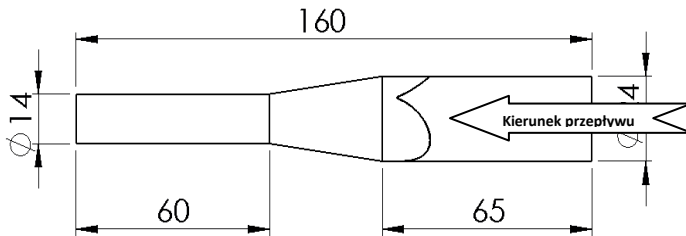
4.2. Symulacja przepływu przez zastawkę dyskową dla zmodyfikowanego konektora dolotowego

Jednym z celów projektu było porównanie charakteru przepływu przez zastawki różnego typu i parametrów go opisujących. Dla pełnego zestawu typów zastawek

stosowanych w pneumatycznych pompach wspomaganie serca niezbędne było przeprowadzenie symulacji numerycznych, wizualizacji i analizy przepływu przez zastawkę poliuretanową.

4.2.1. Domena i warunki brzegowe dla badań zastawki poliuretanowej

Na potrzeby realizacji badania wpływu oddziaływania średnicy w trójwymiarowym kanale z zastawką poliuretanową utworzono model, w którym zmieniano zbieżność konektora wylotowego (określoną średnicą na wylocie i oznaczoną jako $\varnothing 14$ na rysunku 21). Do obliczeń zastosowano warunki brzegowe występujące przy maksymalnej prędkości występującej w czasie cyklu pracy serca.



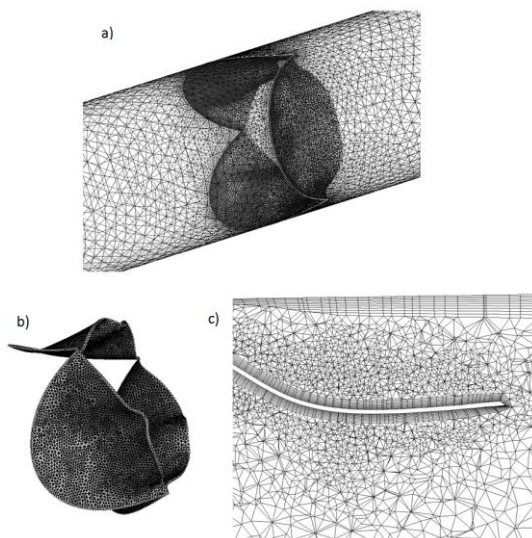
Rys. 21. Schemat geometrii kanału stosowanego do obliczeń z zastosowaniem trójwymiarowej zastawki trójpłatkowej

Wlot do układu ma średnicę 24 mm, a w przekroju wlotowym została założona prędkość o rozkładzie zbliżonym do naturalnego, zdefiniowanym równaniem 1, przy czym maksymalna prędkość w osi kanału wynosi $V_{max} = 1,297$ m/s. Wylot z domeny umożliwia dokonywanie zmian średnicy wylotowej. W całym przekroju powierzchni wylotowej założono ciśnienie $p = 13,65$ kPa. Średnica konektora po stronie kaniuli była zmieniana w zakresie od 12 mm do 24 mm.

4.2.2. Siatka obliczeniowa

Do dyskretyzacji przyjęto identyczne parametry, jak dla siatek opisanych w podrozdziale 2.2. Przeprowadzono również identyczną procedurę weryfikacji siatek. Uzyskano podobne wyniki jakości siatek oraz zbieżności zadań. Przykładowe siatki wygenerowane dla zastawki poliuretanowej przedstawiono na rysunku 22.

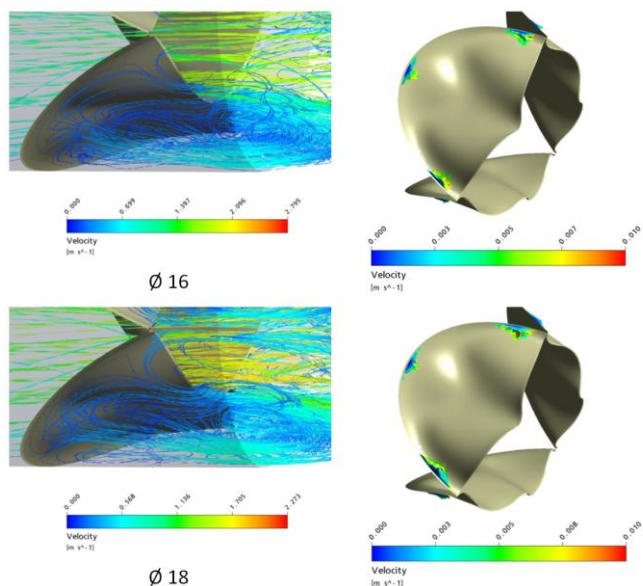
Do dyskretyzacji obszaru obliczeniowego wykorzystano oprogramowanie ANSYS CFX Mesher. W celu potwierdzenia jakości dyskretyzacji przestrzeni obliczeniowej weryfikowano wartości parametru y^+ . Dla przypadku największej wartości prędkości wynosił on 4,07. Zastosowano zagęszczenie siatki w okolicach zastawki oraz w obszarach warstwy przyściennej. Do monitorowania zadania wykorzystywano to samo narzędzie, co w przypadku zastawek dyskowych. Osiągnięty poziom zbieżności świadczył o wysokiej jakości rozwiązania.



Rys. 22. Siatki obliczeniowe: a) w pobliżu zastawki, b) zastawka, c) przekrój w osi zastawki

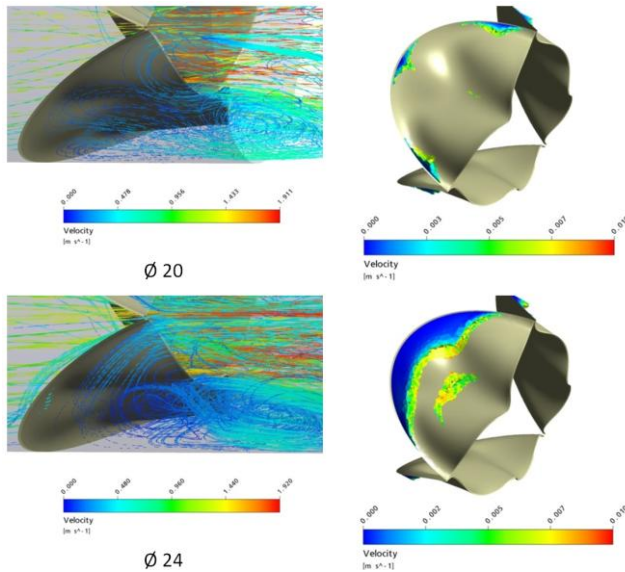
4.2.3. Wyniki symulacji komputerowych

W ramach tego zadania przeprowadzono wizualizację przepływu z wykorzystaniem linii prądu oraz obszarów stagnacji w obrębie zastawki trójpłatkowej (patrz rys. 23 i rys. 24) w identyczny sposób, jak miało to miejsce dla przypadków z zastawkami dyskowymi.



Rys. 23. Linie prądu (po lewo) oraz obszary stagnacji (po prawo) w kanale z zastawką trójpłatkową o średnicach 16 mm i 18 mm

Konfuzorowy kształt kanału wpływa pozytywnie na zmniejszenie wielkości obszarów stagnacji. Krew wpływająca do kanału o mniejszym przekroju przyspiesza, przez co oddziałuje wstecznie zwiększając prędkość w zawirowaniach pod płatkami zastawki. Skutkiem tego jest lepsze omywanie dna płatków. Pozostają jedynie obszary stagnacji w dnie płątka i w miejscach połączeń płatków. Z porównania wyników z innych etapów realizacji tego zadania zaobserwowano, że obszary stagnacji są istotnie mniejsze od tych obserwowanych dla kanału cylindrycznego. Jest to również widoczne przy porównaniu wyników dla średnicy 24 mm na rysunku 24, na którym zaprezentowano wyniki uzyskane dla kanału cylindrycznego.



Rys. 24. Linie prądu (po lewo) oraz obszary stagnacji (po prawo) w kanale z zastawką trójpłatkową o średnicach 20 mm, 24 mm

Prezentowane wyniki są jedynie częścią realizowanych prac. Podejmowano dodatkowo próby zmiany kształtu dna zastawki poliuretanowej oraz różnych zmian linii tworzącej konektora, w tym również krzywoliniowych. Najlepsze wyniki uzyskano przy zastosowaniu wewnętrznego promienia krzywizny, jednak nie były one znacząco lepsze od wyników otrzymanych dla mniejszych średnic wylotowych.

5. Wnioski

Prace zrealizowane w ramach modelowania pracy zastawek dyskowych i zastawek poliuretanowych pozwoliły na porównanie istniejących rozwiązań z zaproponowanym nowym modelem zastawki. Symulacje numeryczne wskazały obszary możliwych zmian geometrii zastawki zaprojektowanej w Instytucie Maszyn Przepływowych na bazie wynalazku prof. J. J. Molla, które były proponowane przez zespół Instytutu Maszyn Przepływowych Wydziału Mechanicznego Politechniki Łódzkiej jak i zespół Pracowni Sztucznego Serca Fundacji Rozwoju Kardiologii im. Prof. Z. Religii z Zabrze.

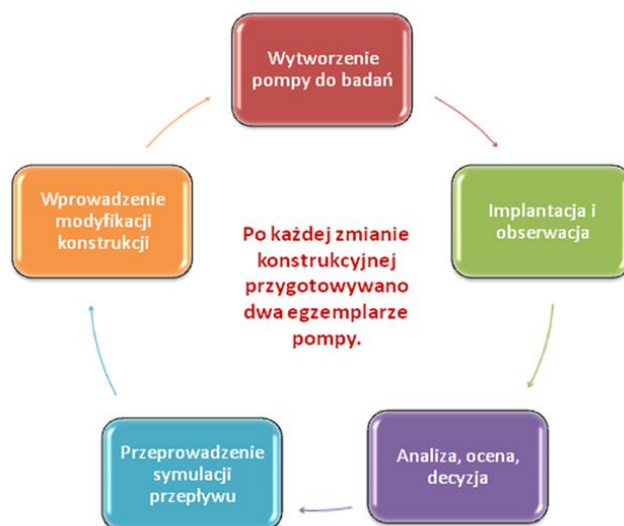
Wydzielenie pojedynczych zastawek i konektorów z całej pompy pneumatycznej pozwoliło na znaczne zredukowanie czasu potrzebnego do przeprowadzenia wielu eksperymentów numerycznych i jednocześnie na przebadanie znacznej liczby modyfikacji, które były weryfikowane przy obliczeniach w pełnej pompie.

Przeprowadzone badania nie wskazały, która z przebadanych zastawek może wykazywać najlepsze cechy w pracy w pompie. Z tego względu wymagane było przeprowadzenie badań pracy zastawek z uwzględnieniem czaszy krwistej pompy.

III Analizy numeryczne pompy ReligaHeart EXT w aspekcie obserwacji eksperymentu *In vivo*

1. Wstęp

Przeprowadzone badania polegały na weryfikacji warunków przepływu cieczy w pompie dla nowych propozycji położenia kąтового zastawki napływowej oraz wypływowej w aspekcie równomierności przepływu i skutecznego omywania czaszy krwistej pompy. Analizy numeryczne skupiały się głównie na weryfikacji hipotez zmiany ustawienia kąтового zastawek, zarówno napływowej jak i wypływowej dokonywanych w poszukiwaniu rozwiązania eliminującego ryzyko wykrzepiania krwi na zastawkach i w pompie, opisanych szczegółowo w dalszej części. Równoległe wprowadzano zmiany konstrukcyjne w kolejnych egzemplarzach pompy na podstawie obserwacji prowadzonych podczas eksperymentów *In vivo* na zwierzętach w Centrum Medycyny Doświadczalnej (pozwala na to transparentność pompy) oraz przeprowadzonych analiz numerycznych przepływu w pompach.



Rys. 1 Schemat prowadzenia badań

Pierwotne analizy numeryczne, pozwoliły wytypować wyjściowe ustawienie zastawek w pompie. W pompie o numerze seryjnym 04/2011, która została użyta jako pierwsza podczas eksperymentu na obiekcie biologicznym, ustawienie kątowe zastawek wynosiło: zastawka napływowa - 52°, zastawka wypływowa - 40°. W kolejnych pompach zakres modyfikacji kątovej zastawki napływowej wynosił 52° oraz 62°, natomiast wypływowej 40°, 90°, 220° oraz 250°. Prace prowadzone były w oparciu o metody numerycznej mechaniki płynów z wykorzystaniem kodu do analiz przepływowych ANSYS CFX. Symulacje wykonano przy założeniu warunków ustalonych przepływu. Parametrem zmiennym, był kąt ustawienia zastawki napływowej i wypływowej przy pełnym otwarciu dysku obu zastawek. Dla pojedynczego zadania wartości prędkości w przekroju wlotowym do pompy oraz ciśnienie w przekroju wylotowym były niezmiennie w czasie.

2. Założenia oraz warunki brzegowe i początkowe symulacji

Geometria odwzorowująca pompę wspomagania serca została wczytana do oprogramowania ANSYS ICEM, za pomocą którego wyodrębniono zamknięty obszar wnętrza pompy oraz przeprowadzono proces dyskretyzacji. Warunki brzegowe zostały zdefiniowane następująco [11], [10]:

- dla przekroju wypływu - ciśnienie statyczne o wartości 13kPa;
- dla przekroju napływu - prędkość zdefiniowana wg rozkładu opisanego równaniem (1), z wartością prędkości maksymalnej wynoszącej 1,6 m/s.

$$V = V_{max} \left[\left(1 - \frac{r}{R} \right)^{1/7} \right] \quad (1)$$

gdzie:

- V - prędkość w węźle oddalonym o r od osi kanału,
- V_{max} - prędkość w osi kanału,
- R - promień kanału,
- r - odległość od osi kanału do węzła, w którym deklarowana jest prędkość.

Obliczenia wykonano przy założeniu nieodkształcalności ścian pompy oraz elementów zastawek. Wykorzystano nienewtonowski model krwi bazujący na modelu wykładniczym (2). Model lepkości krwi został określony w taki sposób, aby przy wartościach szybkości ścinania bliskich zeru nie osiągał wartości nieskończenie dużych, natomiast przy wielkościach większych od 327 s^{-1} wartość lepkości dynamicznej wynosiła dokładnie tyle, co dla modelu newtonowskiego ($\eta = 0,00345 \text{ Pa} \cdot \text{s}$). Dynamiczna lepkość krwi została opisana równaniem [8]:

$$\begin{cases} \eta = 0,554712 \text{ dla } \frac{\partial v}{\partial y} < e^{-9} \\ \eta = \eta_0 \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^{n-1} \text{ dla } e^{-9} \leq \frac{\partial v}{\partial y} < 327 \\ \eta = 0,00345 \text{ dla } \frac{\partial v}{\partial y} \geq 327 \end{cases} \quad (2)$$

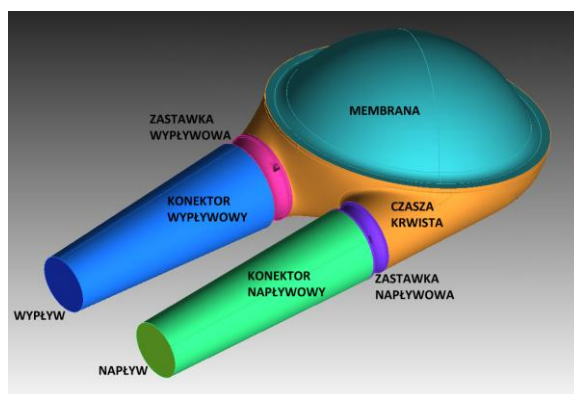
gdzie:

- η - lepkość dynamiczna,
- $\frac{\partial v}{\partial y}$ - szybkość ścinania.

Ciśnienie referencyjne wynosiło 100kPa. Ze względu na stosunkowo niskie liczby Reynoldsa występujące w przepływie oraz na bardzo dobre odwzorowanie przepływu w warstwie przyściennej, przy znacznie szybszym osiągnięciu odpowiednich wartości zbieżności zadania w porównaniu z innymi modelami, przyjęto model turbulencji SST (Shear Stress Transport). Gęstość krwi wynosiła 1040 kg/m³. Pominięto oddziaływanie sił grawitacji na przepływ [9].

2.1. Domena obliczeniowa

Domenę obliczeniową we wszystkich symulacjach stanowiła zamknięta objętość poddana procesowi dyskretyzacji. Wyodrębniono powierzchnie dysków i pierścieni dla każdej z zastawek. Wyodrębniono również pozostałe powierzchnie: membrana, czasza krwista, konektor napływowy oraz konektor wypływowy. Domena obliczeniowa przedstawiona jest na Rys. 2.

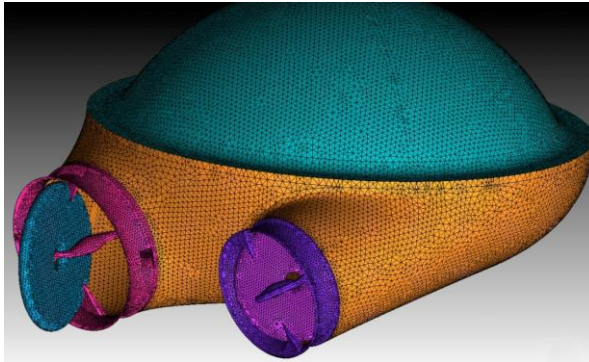


Rys. 2 Domena obliczeniowa pompy

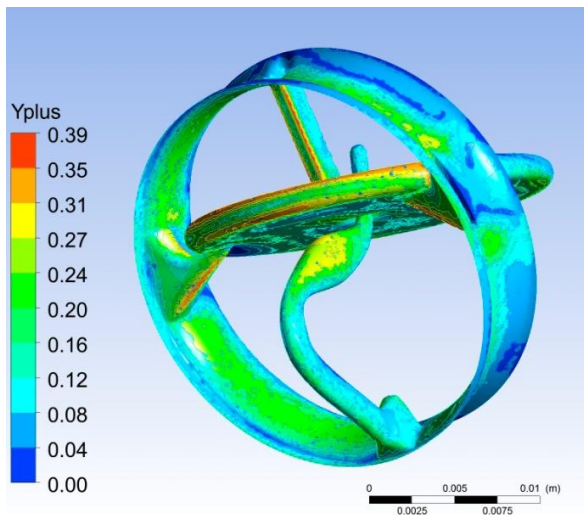
2.2. Siatki obliczeniowe

Dla każdej symulacji przygotowano siatki niestructuralne składające się z elementów czworościennych (tetrahedralnych) w środkowej części domeny oraz pięćściennych (pryzmatycznych) w warstwie przyściennej wokół powierzchni ograniczających domenę oraz dysków i pierścieni zastawek. Przykładową siatkę w różnych częściach domeny ilustruje Rys. 3. łączna liczba elementów, dla prezentowanych wyników symulacji, mieściła się pomiędzy 4 a 5 milionów. Elementy pryzmatyczne zostały zastosowane w celu odpowiedniego zagęszczenia siatki w obszarach występowania najwyższych gradientów prędkości.

Dla każdego przypadku przeprowadzono testy jakości siatki obliczeniowej przy jej tworzeniu w oprogramowaniu ICEM ANSYS oraz po wykonaniu symulacji przepływu za pomocą weryfikacji bezwymiarowego parametru y^+ .



Rys. 3 Siatka powierzchniowa pompy z widokiem na zastawki



Rys. 4 Przykładowy wykres konturowy parametru y^+ dla zastawki wypływowej

Parametr y^+ służy do oceny jakości siatki w warstwie przyściennej. Jego wartość jest zależna od wielkości pierwszej warstwy siatki i prędkości przepływu płynu w kanale, a ostateczna ocena jakości siatki jest możliwa po wykonaniu symulacji. Producent oprogramowania zaleca stosowanie siatek, dla których ten parametr nie przekracza wartości 20, przy zastosowaniu modelu turbulencji Shear Stress Transport. We wszystkich siatkach wykorzystywanych do obliczeń, parametr y^+ (dla całej domeny) nigdy nie przekroczył dopuszczalnej wartości i oscylował w wartościach od 0,4 do 4,1.

3. Wyniki badań

Podczas analiz numerycznych, jako główny wskaźnik jakości i poprawności przepływu wewnątrz pompy wskazano rozkład linii prądu. Drugorzędną wskazówkę stanowił rozkład obszarów stagnacji przepływu. Są to miejsca, w których krew, modelowana

jako ciecz nieniutonowska, porusza się z prędkościami mniejszymi niż 0,01 m/s. W trakcie eksperymentu obserwowano protezę wspomaganie serca pod kątem osadzania się materiału biologicznego na powierzchniach mających kontakt z przepływającą krwią. Obserwacji podlegały: czasza krwista, pierścienie zastawek, konektory oraz kaniule napływowe i wypływowe.

W celu ilustracji zjawisk zachodzących w pompach podczas eksperymentu, przedstawione zostały zdjęcia pomp wykonywane w czasie trwania eksperymentów. Pompy po deplantacji dzielone są na sektory, celem ułatwienia w opisie lokalizacji skrzeplin i formacji biologicznych. Podobny schemat przyjęty został w niniejszym raporcie. Podział na sektory widoczny jest na Rys. 5. Zdjęcia pomp z eksperymentów, zamieszczone są w dalszej części niniejszego raportu.



Rys. 5 Podział na sektory czaszy krwistej i membrany dla przykładowej pompy Religa Heart EXT

W opisywanym eksperymencie użyto 9 pomp ReligaHeart EXT z zastawkami Medtronic Hall. Niektóre z pomp nie różniły się pod względem przepływowym od pozostałych, stąd poniżej przedstawiono wybrane konstrukcje, poddawane na bieżąco analizom podczas trwania eksperymentu, różniące się pod względem przepływowym.

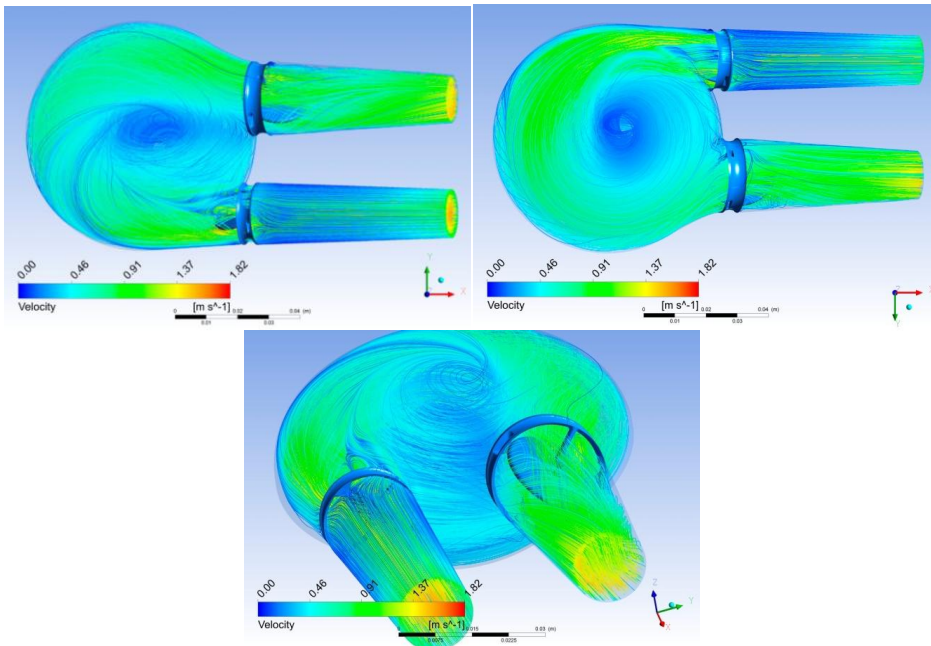
3.1. Pompa ReligaHeart EXT 04/2011

Rozkład linii prądu w czaszy krwistej pompy, przy wyjściowym ustawieniu kątowym zastawek, wygląda na regularny. Naroże membrany krwistej wydaje się dobrze obmywane, jak również cała czasza krwista. Zauważyć można małe zawirowanie krwi po przejściu przez zastawkę napływową, które delikatnie przenosi się do wnętrza czaszy krwistej, jednak nie zaburza w istotny sposób przepływu. Na zastawce wypływowej zaobserwować można zawirowanie na krawędzi dysku, szczególnie w okolicy elementów podtrzymujących dysk. Po przejściu przez zastawkę, struga krwi podzielona dyskiem, na dwa główne nurty, przechodzi w ruch skrętny w konektorze wypływowym tworząc dwa przeciwbieżne wiry, szczególnie widoczne na końcu konektora.

Tab. 1 Parametry konstrukcyjne pompy ReligaHeart EXT 04/2011

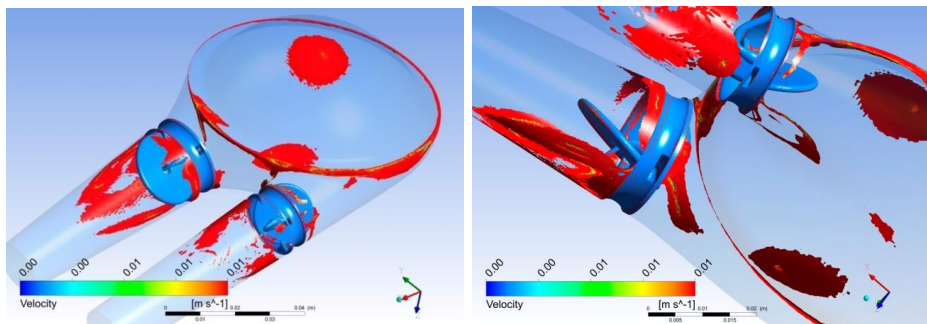
Nr pompy	Kąt ustawienia zastawek [°]		Pozycja zastawki wyływowej odległość montażu od krawędzi czaszy krwistej [mm]	Typ konektora wyływowego	Typ konektora napływowego
	Zastawka napływowa	Zastawka wyływowa			
EXT 04\2011	52	40	0,6	Stałe nachylenie ściany wewnętrznej konektora	Stałe nachylenie ściany wewnętrznej konektora

Rozkład przepływu prezentowany na liniach prądu wewnątrz pompy widoczny jest na Rys. 6. Na Rys. 7 prezentowane są obszary stagnacji.

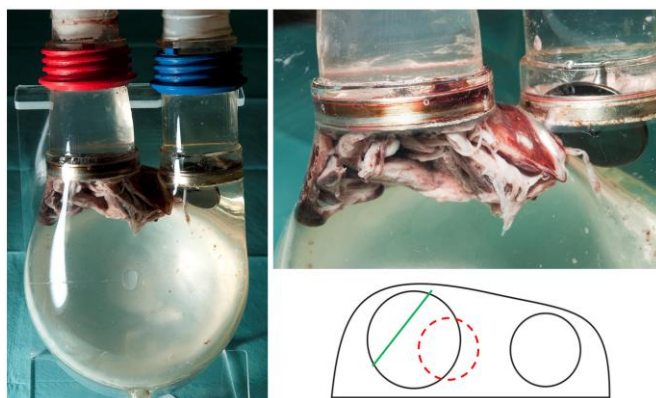


Rys. 6 Linie prądu w pompie 04/2011

Obszary minimalnych prędkości, tzw. miejsca stagnacji, wskazują, że naroże membrany krwistej jest niedostatecznie mocno obmywane. Widoczne są również stosunkowo duże obszary na powierzchni, w centrum membrany krwistej oraz czaszy krwistej. Niewielkie obszary zauważyć można przy pierścieniu zastawki napływowej, od strony czaszy krwistej. Większe obszary zaobserwować można przy pierścieniu zastawki wyływowej, za i przed pierścieniem, szczególnie w obszarze międzykonektorowym (w dużym polu otwarcia dysku).



Rys. 7 Obszary minimalnych prędkości w pompie 04/2011



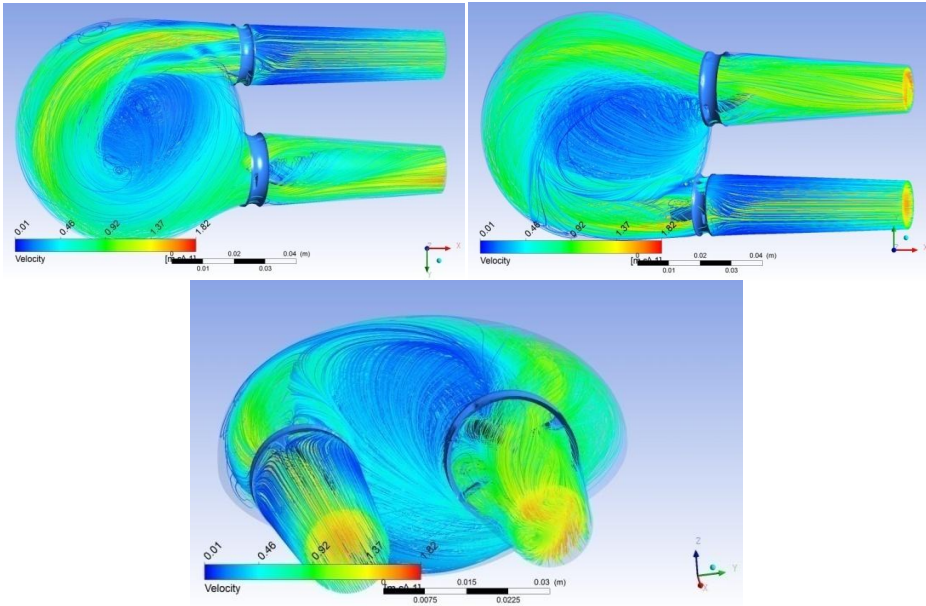
Rys. 8 Pompa Religa Heart EXT 04/2011 po deplatacji. Czerwoną linią zaznaczono miejsce skrzepliny w okolicy zastawki wyływowej

3.2. Pompa ReligaHeart EXT 06/2011

Tab. 2 Parametry konstrukcyjne pompy ReligaHeart EXT 06/2011

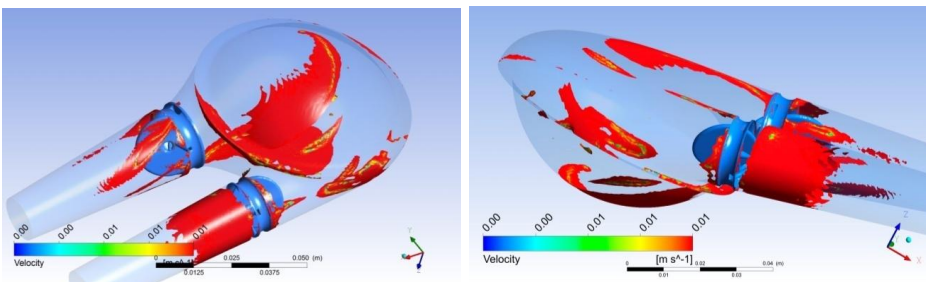
Nr pompy	Kąt ustawienia zastawek [°]		Pozycja zastawki wyływowej odległość montażu od krawędzi czaszy krwistej [mm]	Typ konektora wyływowego	Typ konektora napływowego
	Zastawka napływowa	Zastawka wyływowa			
EXT 06\2011	52	220	0,6	Stałe nachylenie ściany wewnętrznej konektora	Stałe nachylenie ściany wewnętrznej konektora

Rozkład przepływu prezentowany na liniach prądu wewnątrz pompy widoczny jest na Rys. 9. Na Rys. 10 prezentowane są obszary stagnacji.



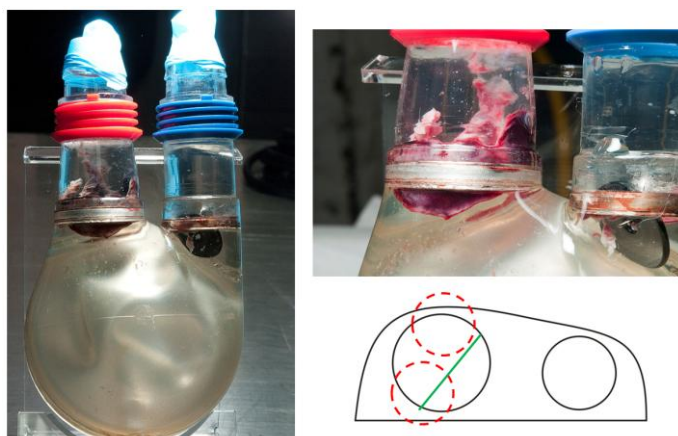
Rys. 9 Linie prądu w pompie 06/2011

W czaszy krwistej, w miejscu przejścia powierzchni bocznej z prostej stycznej konektora w łuk obwodu widoczny obszar, w którym nie występują linie prądu (bardzo mało obmywany). W miejscu tym obserwowane jest również oderwanie strugi, powodujące lokalne zaburzenie przepływu. Obserwowany jest mniej regularny przepływ w czaszy krwistej pompy w stosunku do poprzednich pomp (EXT04-EXT05). Duży wir w centrum pompy, układający się poprzecznie do osi krawędzi membrany, skierowany bezpośrednio do konektora wyływowego. Kręty wiru mocno zaburza przepływ na zastawce wyływowej oraz bardzo silnie przekłada się na zawirowanie krwi w konektorze wyływowym.



Rys. 10 Obszary minimalnych prędkości w pompie 06/2011

Widoczne duże obszary minimalnych prędkości na powierzchni czaszy krwistej oraz membrany. Na obwodzie zmniejszył się obszar stagnacji w narożu membrany w stosunku do poprzednich komór, jednak zwiększył w obszarze pomiędzy konektorami. Widoczny również jest duży obszar w miejscu przejścia powierzchni bocznej z prostej stycznej konektora w łuk obwodu czaszy krwistej oraz na zastawkach.



Rys. 11 Pompa Religa Heart EXT 06/2011 po deplantacji. Czerwoną linią zaznaczono miejsce skrzepliny w okolicy zastawki wypływowej

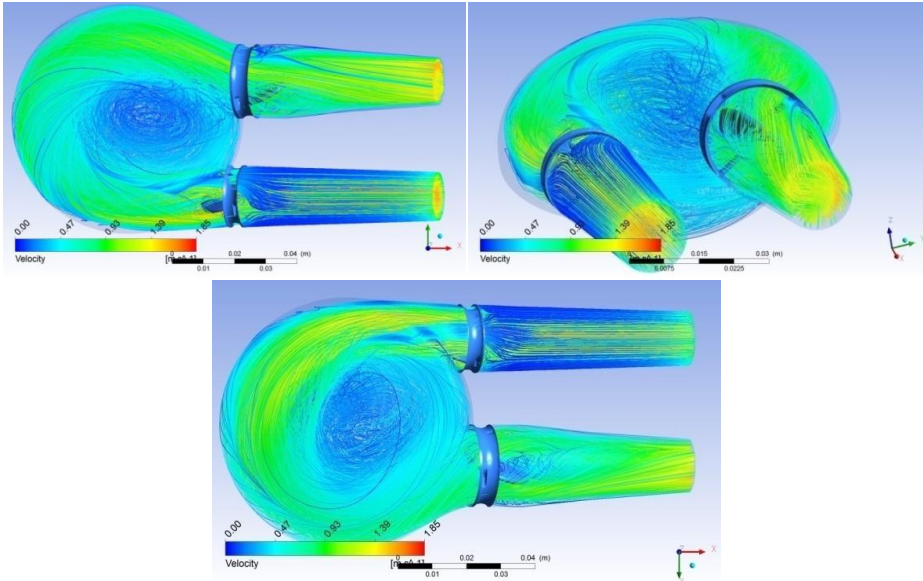
3.3. Pompa ReligaHeart EXT 07/2011

Tab. 3 Parametry konstrukcyjne pompy ReligaHeart EXT 07/2011

Nr pompy	Kąt ustawienia zastawek [°]		Pozycja zastawki wypływowej odległość montażu od krawędzi czaszy krwistej [mm]	Typ konektora wypływowego	Typ konektora napływowego
	Zastawka napływowa	Zastawka wypływowa			
EXT 07/2011	52	220	0,6	Stopniowane nachylenie ściany wewnętrznej konektora	Stałe nachylenie ściany wewnętrznej konektora

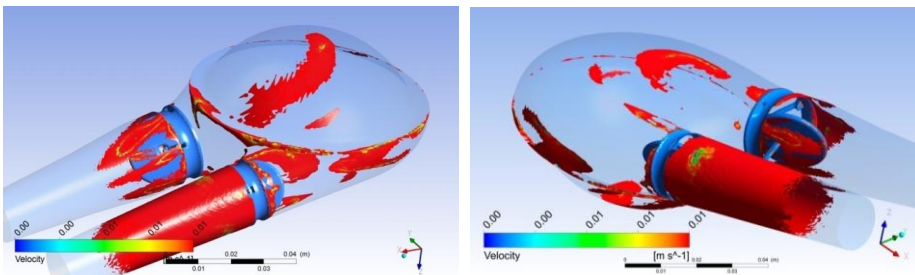
W czaszy krwistej, w miejscu przejścia powierzchni bocznej z prostej stycznej konektora w łuk obwodu, widoczny obszar, w którym nie występują linie prądu (bardzo mało obmywany). W miejscu tym obserwowane jest również oderwanie strugi, powodujące lokalne zaburzenie przepływu. Wir w centrum pompy, nie tak duży jak w przypadku pompy EXT 06/2011, który ulokowany jest prawie w centrum czaszy krwistej. Wir nie kieruje się bezpośrednio do konektora wypływowego, jak miało to miejsce w poprzednio analizowanej pompie. Silnie zawirowanie skrętne krwi

w konektorze wypływowym, po przejściu przez zastawkę wypływową, tworzące dwa przeciwbieżne wiry, szczególnie widoczne na końcu konektora.



Rys. 12 Linie prądu w pompie 07/2011

Widoczne duże obszary minimalnych prędkości na powierzchni czasy krwistej oraz membrany, jednak mniejsze niż w poprzedniej pompie (EXT 06). Na obwodzie zmniejszył się obszar stagnacji w narożu membrany w stosunku do poprzednich komór (EXT 04, EXT 05), jednak zwiększył w obszarze pomiędzy konektorami. Widoczny również jest duży obszar w miejscu przejścia powierzchni bocznej z prostej stycznej konektora w łuk obwodu czasy krwistej. Rozkład przepływu prezentowany na liniach prądu wewnątrz pompy widoczny jest na Rys. 12. Na Rys. 13 prezentowane są obszary stagnacji.



Rys. 13 Obszary minimalnych prędkości w pompie 07/2011



Rys. 14 Pompa Religa Heart EXT 07/2011 po deplantacji. Czerwoną linią zaznaczono miejsce skrzepliny w okolicy zastawki wypływowej

3.4. Pompa ReligaHeart EXT 08/2011

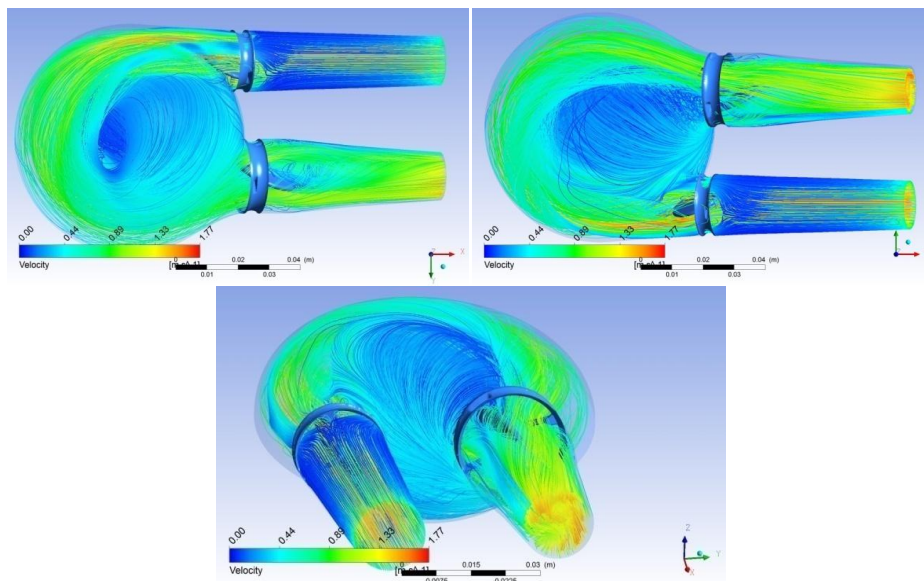
Tab. 4 Parametry konstrukcyjne pompy ReligaHeart EXT 08/2011

Nr pompy	Kąt ustawienia zastawek [°]		Pozycja zastawki wypływowej odległość montażu od krawędzi czaszy krwistej [mm]	Typ konektora wypływowego	Typ konektora napływowego
	Zastawka napływowa	Zastawka wypływowa			
EXT 08/2011	62	250	0	Stopniowane nachylenie ściany wewnętrznej konektora	Stałe nachylenie ściany wewnętrznej konektora

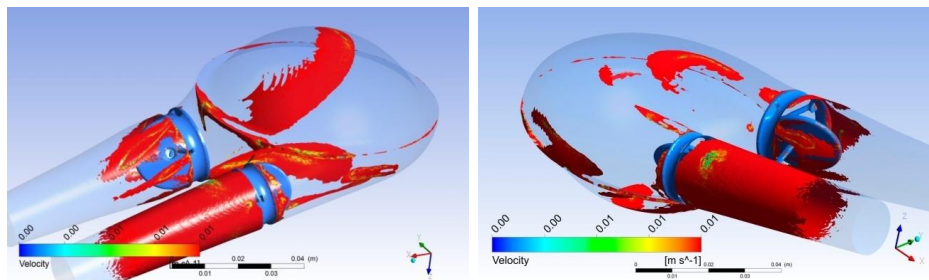
Rozkład przepływu prezentowany na liniach prądu wewnątrz pompy widoczny jest na Rys. 15. Na Rys. 16 prezentowane są obszary stagnacji.

W centrum pompy, od strony membrany krwistej potężny wir, który przekształca się w skrętny wir przy powierzchni czaszy krwistej i kieruje wprost do zastawki wypływowej. Duży kręt wiru mocno zaburza przepływ na zastawce wypływowej, a po przejściu przez nią powoduje bardzo duży skręt powstałych dwóch głównych strug (przeciwnie w stosunku do siebie). Zmiana ustawienia kąтового zastawki napływowej poprawiła nieco napływ na ściankę czaszy krwistej (naroże membrany) styczną do konektora. Skutkuje to zmniejszeniem nie omywanego obszaru widocznego w pompie EXT 06 i EXT 07.

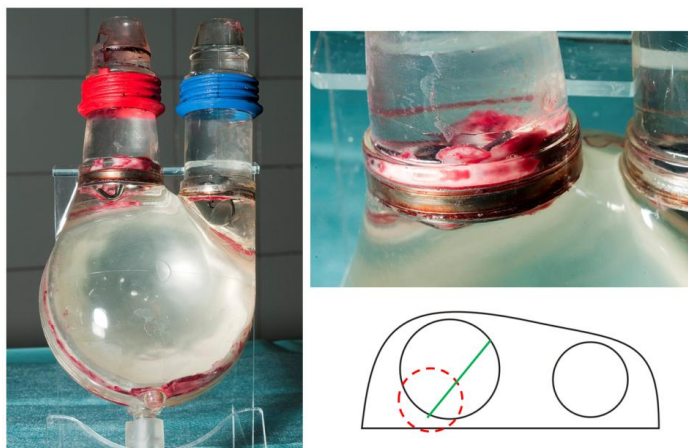
Widoczne zmniejszenie obszarów minimalnych prędkości w stosunku do wcześniejszych pomp. Śladowe obszary w narożu membrany na obwodzie, oraz mniejsze na powierzchni czasy krwistej. Widoczne również zmniejszenie obszarów wokół pierścieni zastawek oraz obszaru w miejscu przejścia powierzchni bocznej z prostej stycznej konektora w łuk obwodu czasy krwistej.



Rys. 15 Linie prądu w pompie 08/2011



Rys. 16 Obszary minimalnych prędkości w pompie 08/2011



Rys. 17 Pompa Religa Heart EXT 08/2011 po deplancacji. Czerwoną linią zaznaczono miejsce skrzepliny w okolicy zastawki wypływowej

3.5. Pompa ReligaHeart EXT 10/2011

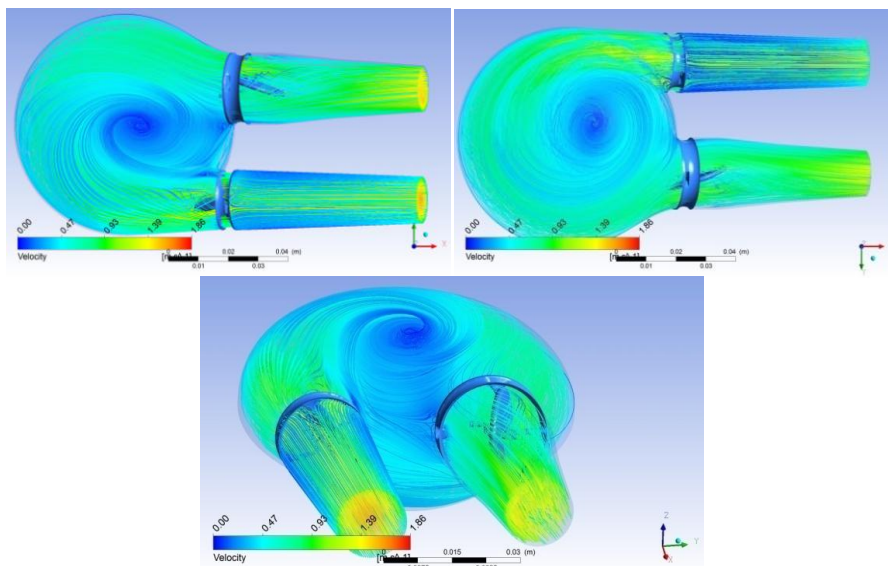
Tab. 5 Parametry konstrukcyjne pompy ReligaHeart EXT 10/2011

Nr pompy	Kąt ustawienia zastawek [°]		Pozycja zastawki wypływowej odległość montażu od krawędzi czaszy krwistej [mm]	Typ konektora wypływowego	Typ konektora napływowego
	Zastawka napływowa	Zastawka wypływowa			
EXT 10/2011	62	90	0	Stopniowane nachylenie ściany wewnętrznej konektora	Stałe nachylenie ściany wewnętrznej konektora

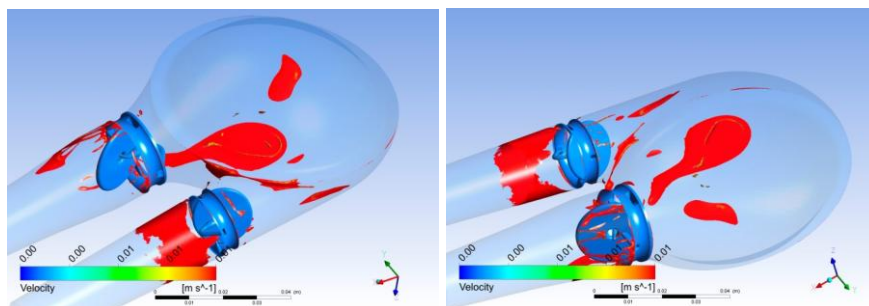
Rozkład przepływu prezentowany na liniach prądu wewnątrz pompy widoczny jest na Rys. 18. Na Rys. 19 prezentowane są obszary stagnacji.

Wytypowana pompa wykazuje się najbardziej regularnym przepływem z dotychczas analizowanych. Cała objętość czaszy krwistej, naroże membrany jak sama membrana są omywane, układając się w uporządkowany wir w centrum pompy. Przejście krwi przez zastawkę wypływową nie zaburza przepływu i nie powoduje dotychczas obserwowanych skrętnych wirów zaburzających przepływ. Podobnie, obszary o wartościach prędkości poniżej 0,01m/s uległy znacznej redukcji. Praktycznie nie obserwowane są w okolicach pierścieni obu zastawek. Wolne od miejsc stagnacji jest również naroże membrany. Niewielkie pola pozostały na szczycie czaszy krwistej i membrany. Znacznej redukcji uległ również obszar w miejscu przejścia powierzchni

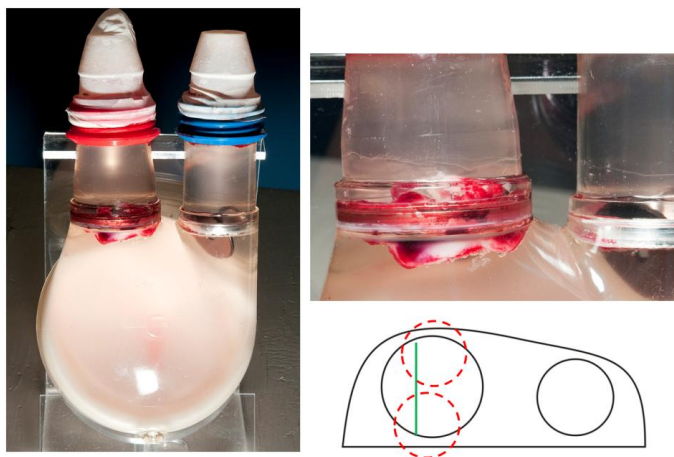
bocznej z prostej stycznej konektora w łuk obwodu czaszy krwistej, który był znaczny w przypadku poprzednich analizowanych komór.



Rys. 18 Linie prądu w pompie 10/2011



Rys. 19 Obszary minimalnych prędkości w pompie 10/2011



Rys. 20 Pompa Religa Heart EXT 10/2011 po deplantacji. Czerwoną linią zaznaczono miejsce skrzepliny w okolicy zastawki wypływowej

5. Wnioski

Analizy numeryczne skupiały się głównie na weryfikacji hipotez zmiany ustawienia kąтового zastawek, zarówno napływowej jak i wypływowej dokonywanych w poszukiwaniu rozwiązania eliminującego ryzyko wykrzepiania krwi na zastawkach i w pompie. W końcowym efekcie zaobserwować można istotne wyeliminowanie skrzeplin obserwowanych w protezie. Początkowo obecne były one w całym obszarze pompy, z każdym kolejnym eksperymentem, po wprowadzanych zmianach, obszar ich występowania malał, malały również obserwowane skrzepliny. Widoczne na Rys. 19 skrzepliny przy zastawce wypływowej, powstały w wyniku problematycznego montażu zastawki w konektorze. Problem ten został rozwiązany w późniejszym etapie badań, co nie jest tematem opisywanym w niniejszym materiale. Na obecnym etapie, proteza ReligaHeart EXT, z zastawkami typu Moll, jest w fazie badań klinicznych.



Rys. 21 Jedna z protez ReligaHeart EXT po badaniach klinicznych

Literatura

1. Obidowski D.: Symulacja przepływu krwi w tętnicach kręgowych człowieka. Praca doktorska, Politechnika Łódzka, 2007.
2. Jozwik K., Obidowski D.: Numerical simulations of the blood flow through vertebral arteries. *Journal of Biomechanics* 43; 177–185, 2010.
3. Józwick K., Mechaniczna uchylna dyskowa zastawka serca z warstwą nanokrystalicznego diamentu, Zeszyty Naukowe Nr 975, Rozprawy Naukowe, Z. 348, Wydawnictwa Politechniki Łódzkiej, Łódź, 2006.
4. Józwick K, Modelling of Blood Flows, Wydawnictwa Politechniki Łódzkiej, ISBN 978-83-7283-557-4, Seria Monografie Nr 2680, Łódź, 2013.
5. Moll JJ, patent USA 4.661.106, 1987.
6. Moll JJ, patent USA 4.725.275, 1987.
7. Obidowski D, Symulacja przepływu krwi w tętnicach kręgowych człowieka, Rozprawa Doktorska, Politechnika Łódzka, Łódź, 2007.
8. K. Jozwik, D. Obidowski (2010) Numerical simulations of the blood flow through vertebral arteries *Journal of Biomechanics*, Volume 43, Issue 2:177-185.
9. Johnston, B., Johnson, P., Corney, S., Kilpatrick, D. (2004), Non-Newtonian Blood Flow in Human Right Coronary Arteries: Steady State Simulation, *Journal of Biomechanics* 37, , 709-720.
10. W. Bujok, D. Jurkojć, A. Szuber, R. Kustosz (2009) Analysis of the new disc valve construction using numerical flow modeling, *Journal of Artificial Organs*, Volume 32/No.7: 428.
11. D. Obidowski, P. Kłosinski, P. Reorowicz, K. Józwick (2010), Influence of an Artificial Valve Type on the Flow in the Ventricular Assist Device, *Medicon 2010*, IFMBE Proceedings 29: 410–413.