

Dariusz WOŹNIAK
PBW HYDRO-POMP Sp. z o.o.
Dariusz.Wozniak@onet.pl
Adam PAPIERSKI, Andrzej BŁASZCZYK
Instytut Maszyn Przepływowych Politechniki Łódzkiej
Adam.Papierski@p.lodz.pl, Andrzej.Blaszczyk@p.lodz.pl

WYBÓR ZMIENNYCH DECYZYJNYCH W PROCESIE OPTIMALIZACJI PÓLOTWARTEGO WIRNIKA POMPY WIROWEJ DO WSPOMAGANIA UKŁADU KRĄŻENIA

Streszczenie: W pracy przedstawiono wybór zmiennych decyzyjnych w procesie optymalizacji półotwartego wirnika pompy wirowej do wspomaganie układu krążenia. Podano przegląd stosowanych w obliczeniach funkcji celu, parametryzację geometrii wirnika oraz analizę wrażliwości zmiennych decyzyjnych.

Słowa kluczowe: pompa, krew, wspomaganie, hemoliza, optymalizacja.

THE CHOICE OF DECISION VARIABLES IN THE OPTIMIZATION PROCESS SEMI-OPEN IMPELLER CENTRIFUGAL PUMP FOR CIRCULATORY SUPPORT

Abstract: The paper presents a selection of decision variables in the optimization of the semi-open impeller of the centrifugal pump for circulatory support. Gives an overview of the calculations used in the objective function and impeller geometry parameter sensitivity analysis of decision variables.

Keywords: pump, blood, power, hemolysis, optimization.

1. WSTĘP

Według statystyk „największy seryjny zabójca XXI wieku” to choroby serca i układu krążenia, które powodują aż 52% zgonów w krajach wysoko-rozwiniętych [1]. Urządzenia wspomagające pracę serca stały się standardem opieki dla potencjalnych pacjentów po ostrym zawale serca, z przewlekłą niewydolnością serca lub zapaleniem mięśnia sercowego.

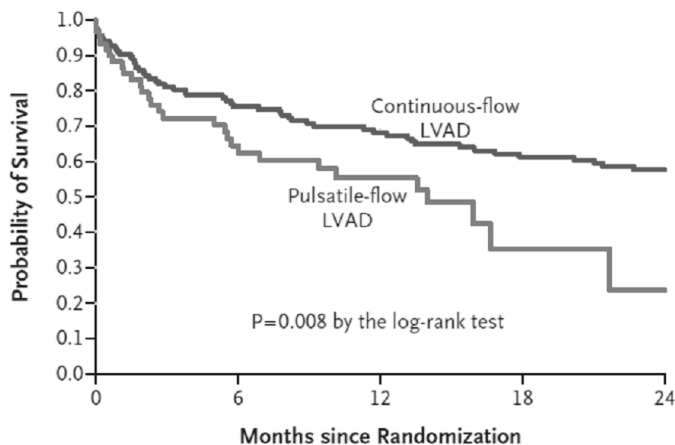
Mechaniczne urządzenia wspomagające krążenie VAD (ang. ventricular assist device) są zaprojektowane tak, aby wspierać pracę lewej i/lub prawej komory serca.

Celem mechanicznego wspomagania krążenia jest:

- ochrona mięśnia serca i zapewnienie prawidłowej perfuzji innych narządów do czasu powrotu prawidłowej funkcji serca (bridge to recovery, BTR),
- wspomaganie układu krążenia do momentu przeprowadzenia zabiegu przeszczepienia serca (bridge to transplant, BTT),
- długoterminowe, mechaniczne wspomaganie układu krążenia (destination therapy, DT).

Szacuje się, że w Polsce BTT stanowi 70% zapotrzebowania, BTR – 10% oraz DT – 20% [2].

Aktualnie w Polsce podstawowym dostępnym dla pacjentów, systemem wspomagania serca za pomocą pomp zewnątrzustrojowych jest pulsacyjny system POLCAS składający się z poliuretanowych protez serca POLVAD oraz jednostki napędowej POLPDU. W przypadku długoterminowego, mechanicznego wspomaganie układu krążenia zastosowanie mają implantowalne pompy najnowszej generacji, czyli pompy wewnątrzustrojowe VAD III generacji, wśród których wymienić należy: odśrodkowe i osiowe (śmigłowe) pompy wirowe o ciągłym przepływie z napędem magnetycznym. Na rys. 1 przedstawiono wykres przeżywalności pacjentów dla zastosowania pomp wspomaganie pracy serca o przepływie ciągłym (Continuous-flow LVAD) i pulsującym (Pulsatile-flow LVAD).



No. at Risk					
Continuous-flow LVAD	133	95	82	69	62
Pulsatile-flow LVAD	59	32	19	5	2

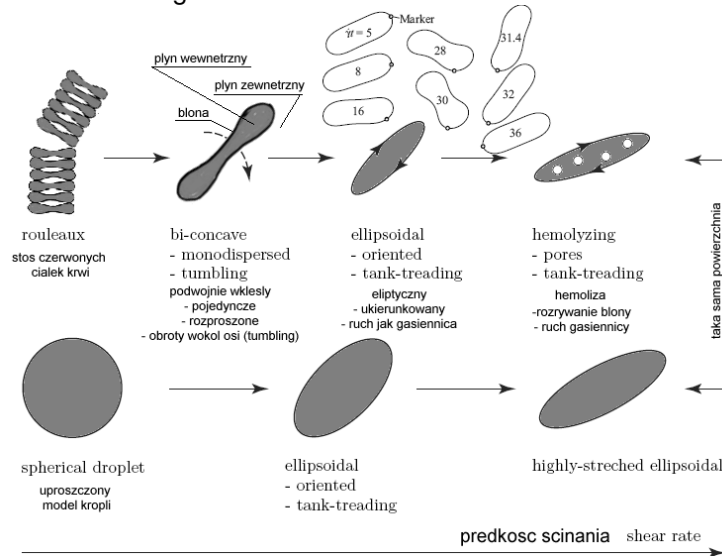
Rys. 1. Wykres przeżywalności pacjentów dla zastosowania pomp wspomaganie pracy serca o przepływie ciągłym i pulsującym [3]

Fig. 1. Chart survival rate for the use of heart assist pump continuous flow and pulse [3]

2. SFORMUŁOWANIE PROBLEMU OPTYZMALIZACJI

Jednym z podstawowych kryteriów oceny mechanicznych urządzeń wspomagania pracy serca jest bezpieczeństwo stosowania. W czasie projektowania urządzeń wspomagania serca należy rozwiązać problemy zastosowania odpowiednich biokompatybilnych materiałów oraz właściwego uformowania przepływu krwi.

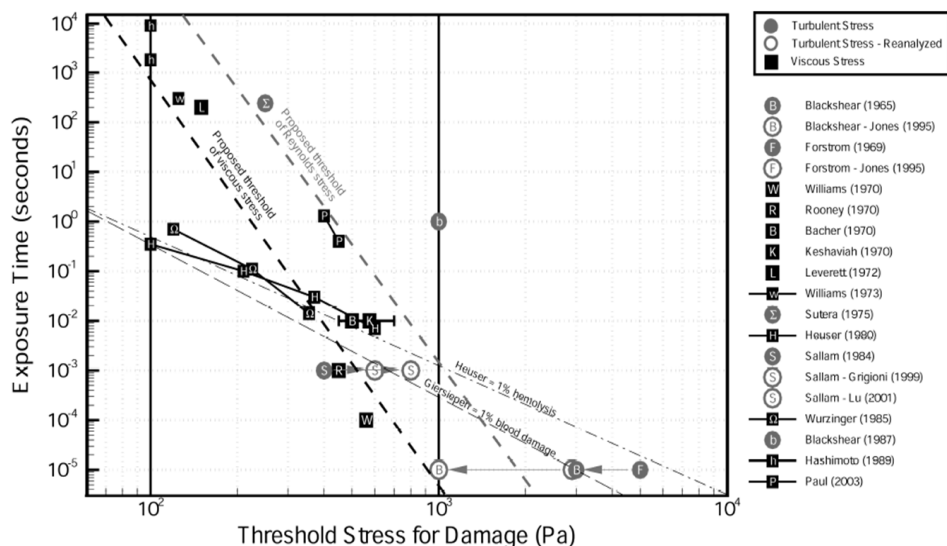
Krew jest złożonym płynem, zawiesiną czerwonych (RBC), białych krwinek (WBC) i płytek krwi w osoczu. Udział objętościowy RBC wynosi około 45%. Długotrwałe podwyższone naprężenia działające na te komórki powodują hemolizę (rys. 2). Wraz ze wzrostem poziomu naprężeń ścinających następuje rozpad czerwonych krwinek i jej zawartość hemoglobiny częściowo uwalniana jest do osocza przez małe pory. Do pewnej ilości tego tak zwanego osocza wolnego hemoglobiny mogą być filtrowane przez nerki; wyższe stężenie prowadzi do zatrucia organizmu i śmierci.



Rys. 2. Mechanizm powstawania hemolizy mechanicznej [4]

Fig. 2. The mechanism of mechanical hemolysis [4]

Mając na uwadze bezpieczeństwo stosowania mechanicznych urządzeń wspomagania pracy serca wszystkie elementy, tych urządzeń, muszą być tak ukształtowane, aby zminimalizować zarówno agregację płytek krwi (powstawanie skrzepów) jak i hemolizę krwi (niszczenie erytrocytów – krwinek czerwonych). Przyjmuje się jako kryterium optymalizacyjne, uzyskanie minimum naprężeń oraz ograniczonego czasu przebywania w polu wysokich naprężeń (czasu ekspozycji). Na rys. 3 przedstawiono zbiór granicznych wartości naprężeń ścinających niszczących hemoglobinę, powyżej tych wartości powstaje zjawisko hemolizy i elementy morfotyczne krwi ulegają zniszczeniu.



Rys. 3. Wartości naprężeń ścinających niszczących hemoglobinę [5]

Fig. 3. The values of hemoglobin destructive shear stress [5]

3. PRZEGLĄD STOSOWANYCH FUNKCJI CELU

Powszechne stosowanie metody optymalizacji pompy wirowych oprócz uzyskania podstawowych parametrów jak wysokość podnoszenia, przepływ oraz spełnienia określonych warunków geometrycznych zakładają zastosowanie dodatkowych funkcji celu: sprawność wirnika oraz wartość nadwyżki antykawitacyjnej [6][7].

W przypadku wirowych pomp wspomaganie pracy serca liczne podstawowe badania doświadczalne wykazały, że wysoki poziom naprężeń ścinających może spowodować bezpośrednie lub opóźnione niszczenia komórek krwi. Dodatkowo, regiony zastoju o małej prędkości przepływu oraz rejony w których następuje recyrkulacja posiadają silną korelację z agregacją elementów krwi na ściankach urządzeń wspomagających pracę serca. W takich obszarach przepływu, płytki są aktywowane przez ekspozycję na wysokie naprężenia ścinające, a następnie przepływają do środowiska o niskim naprężeniu ścinania, w którym mogą swobodnie tworzyć się agregaty płytek lub dołączają do białek znajdujących się na powierzchni biomateriału.

Optymalizacja konstrukcji wirowych pomp wspomaganie pracy serca minimalizuje naprężenia ścinające w funkcji czasu ekspozycji, zmniejsza strefy stagnacji, recyrkulacji, nadmiernych przyspieszeń cząstek oraz podciśnienia prowadzącego do kawitacji.

Jako funkcje celu stosowane są następujące definicje:

- Suma naprężeń głównych z całego obszaru [8]

$$J = \int_{\Omega} \tau_p d\mathbf{x}$$

- Suma wartości bezwzględnej tensora wirowości [8]

$$J = \int_{\Omega} |\nabla \times u| d\mathbf{x}$$

- Suma energii dyssypacji w przepływie lepkiem [8]

$$J = \int_{\Omega} \frac{1}{2} (\dot{\gamma})^2 d\mathbf{x}$$

- Suma gradientów prędkości (1) [9]

$$J = \int_{\Omega} \left(\frac{\dot{\gamma}}{|\mathbf{u}|} \right)^2 d\mathbf{x}$$

- Suma gradientów prędkości (2) [9]

$$J = \int_{\Omega} \left(\frac{\dot{\gamma}}{1 + |\mathbf{u}|} \right)^2 d\mathbf{x}$$

gdzie:

- szybkość ścinania

$$\dot{\gamma} \stackrel{\text{def}}{=} \sqrt{2 D_{ik} D_{ki}}$$

- tensor prędkości odkształcenia

$$D_{ik} \stackrel{\text{def}}{=} \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_k} + \frac{\partial v_k}{\partial x_i} \right),$$

Hemoliza może być określona na podstawie pola przepływu z jednego z wielu modeli eksperymentalnych. Pierwszy i powszechnie przyjęty jest model Giersiepen [10], w którym procent hemoglobiny zwolniony z czerwonych krwinek jest funkcją wielkości naprężenia ścinającego (τ) i czasu ekspozycji (t):

$$D = C \tau^{\alpha} t^{\beta},$$

gdzie D oznacza wskaźnik uszkodzenia krwi, a C , α i β są to stałe empiryczne pochodzące z wiskozymetrycznych eksperymentów w określonej geometrii jak kapilary, płyty równoległe, system Couette. Jednak hydrodynamika w urządzeniach wspomaganie krążenia w tych określonych prostych kształtach nie spełnia kryteriów z prostym ścinaniem, i w rzeczywistości są one bardziej skomplikowane. Grigioni [11] wykazał, że dla obliczeniowej mechaniki płynów (CFD) lepsze dopasowanie wyników eksperymentalnych wiąże się z sumowaniem na liniach prądu w postaci:

$$D = \sum_{inlet}^{outlet} C \tau^{\alpha} \Delta t^{\beta}.$$

Zmodyfikowana formuła daje lepsze prognozy w obliczeniach hemolizy krwi. Wu i in. [12] w swoich badaniach stwierdzili, że hemoliza dla pompy osiowej i odśrodkowej może być określona przez bezwymiarowe zmienne przyrostu ciśnienia, prędkości obrotowej, szybkości przepływu i średnicy wylotu.

PARAMETRYZACJA GEOMETRII WIRNIKA

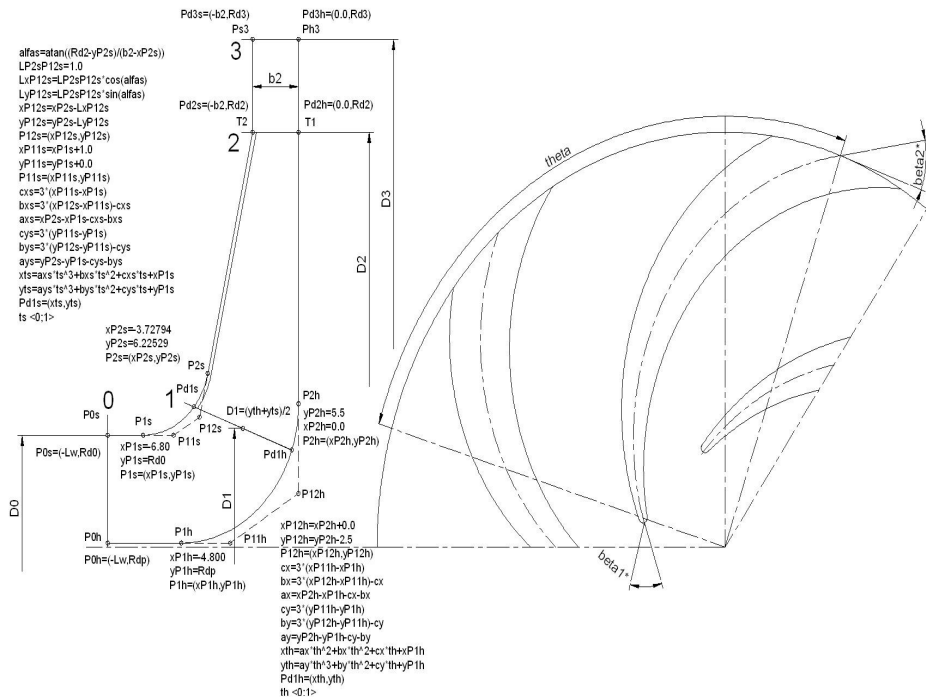
Obliczenia półotwartego wirnika jednostopniowej pompy wirowej przeprowadzono dla niżej przedstawionych parametrów (tabela 1).

Tabela 1. Zmienne decyzyjne

Table 1. Decision variables

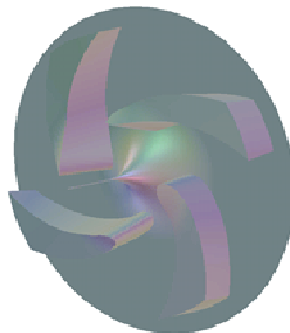
Lp.	Zmienna decyzyjna	Odpowiednik teorii 1-wymiarowej	Wartość początkowa	Zakres zmienności	Uwagi
1	X1	Wydajność Q	3 l/min 0,00005m ³ /s		Parametr traktowany jako niezmienny w danej serii obliczeń
2	X2	Prędkość obrotowa n	5000 obr /min		Parametr traktowany jako niezmienny w danej serii obliczeń
3	X3	Średnica wlotowa D₀	9,0 mm	7,0÷10,0 mm	
4	X4	Średnica wylotowa D₂	21,0 mm	17,0÷22,0 mm	
5	X5	Szerokość na wlocie do wirnika b₁			Określona punktami Pd1s, Pd1h (rys. 5)
6	X6	Szerokość na wylocie z wirnika b₂	3,0 mm	2,0÷4,0 mm	
7	X7	Szerokość łopatki na wlocie s₁	1,2 mm		Parametr traktowany jako niezmienny w danej serii obliczeń
8	X8	Szerokość łopatki na wlocie s₂	3,0 mm	3,0÷5,0 mm	
9	X9	Szerokość szczeliny nadłopatkowej G	0,15 mm	0,05÷0,25 mm	
10	X10	Długość kątowa łopatki theta	80°	65÷115°	
11	X11	Kąt konstrukcyjny łopatki na wlocie alfa1*		32÷48°	Wartość wynikowa zależna od kąta theta
12	X12	Kąt konstrukcyjny łopatki na wylocie alfa2*		32÷48°	Wartość wynikowa zależna od kąta theta
13	X13	Ilość łopatek z	4		Parametr traktowany jako niezmienny w danej serii obliczeń

W opisie pominięto grupę parametrów geometrycznych wirnika definiujących kształt przekroju merydionalnego oraz kształt profilu poprzecznego (rys. 4).



Rys. 4. Geometria wirnika półotwartego wraz z wielkościami opisującymi przekrój merydionalny i przekrój poprzeczny

Fig. 4. The geometry of semi-open impeller with values describing the cross-section and the meridional section



Rys. 5. Model geometryczny wirnika półotwartego

Fig. 5. Geometric model of semi-open impeller

4. NUMERYCZNE WYZNACZENIE POLA PRZEPŁYWU PRZEZ KANAŁY WIRNIKA POMPY

Funkcje celu opisane w punkcie 3 wyznaczono na podstawie obliczeń trójwymiarowego przepływu z wykorzystaniem programu ANSYS-CFX. W obliczeniach krew potraktowano jako płyn nieniutonowski o reologii opisanej wzorem wg [15]:

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

gdzie $\eta_0 = 0.035 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ i $n = 0.6$ [16].

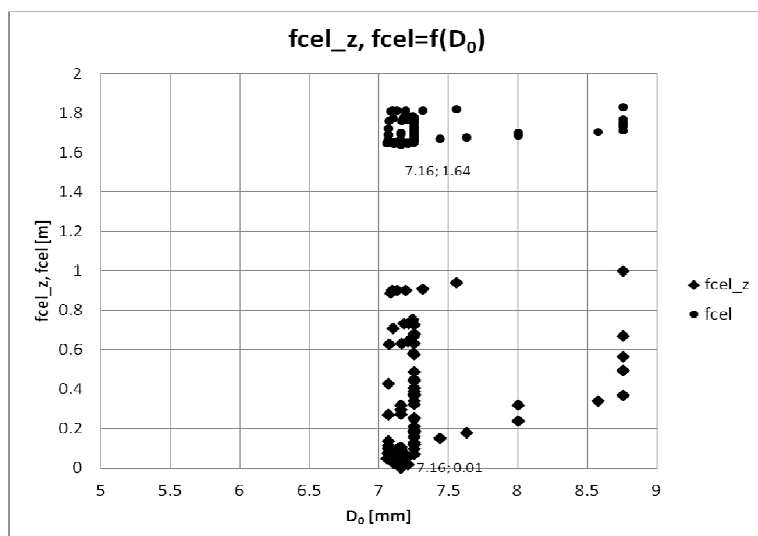
Do obliczeń użyto modelu turbulencji SST (Shear Stress Transport). Warunki brzegowe to ciśnienie całkowite na wlocie do wirnika i strumień masy na wylocie z wirnika oraz intensywność turbulencji, którą założono na poziomie 5%. W obliczeniach zastosowano dyskretyzację członów konwekcyjnych drugiego rzędu oraz członów dyssypacyjnych pierwszego rzędu. Jako kryterium zakończenia procesu iteracyjnego zastosowano poziom residuów równy $1e-4$.

5. ANALIZA WRAŻLIWOŚCI ZMIENNYCH DECYZYJNYCH

W przeprowadzonych obliczeniach jako funkcje celu wybrano funkcję będącą sumą gradientów prędkości (M. Behr) [9]:

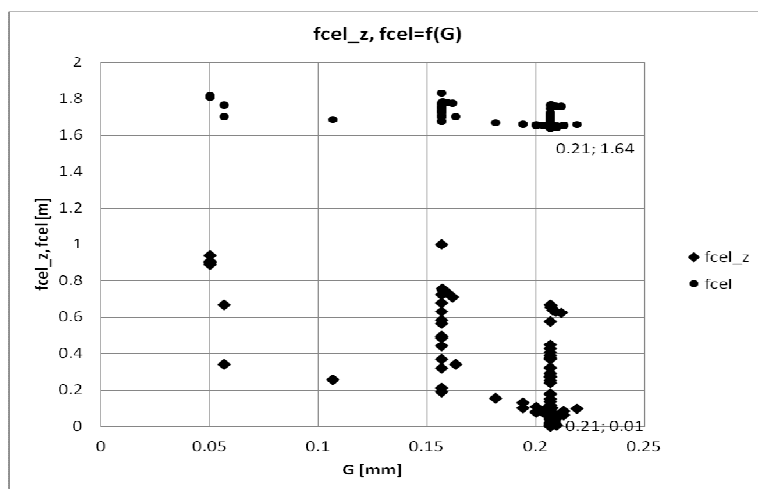
$$J = \int_{\Omega} \left(\frac{\dot{\gamma}}{1 + |\mathbf{u}|} \right)^2 dx \quad .$$

Na rysunkach 6÷7 przedstawiono wpływ wybranych zmiennych decyzyjnych na wartość funkcji celu f_{cel} oraz znormalizowaną wartości f_{cel}_z .



Rys. 6. Zależność funkcji celu $fcel$ oraz znormalizowanej wartości $fcel_z$ od zmiennej decyzyjnej X3 (średnica wlotowa D_0)

Fig. 6. The relationship of the objective function $fcel$ and the normalized value $fcel_z$ of the decision variable X3 (inlet diameter D_0)



Rys. 7. Zależność funkcji celu $fcel$ oraz znormalizowanej wartości $fcel_z$ od zmiennej decyzyjnej X9 (szczelina nadłopatkowa G)

Fig. 7. The relationship of the objective function $fcel$ and the normalized value $fcel_z$ of the decision variable X9 (gap clearance G)

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń, przedstawiono w tabeli 2, propozycje nowych skorygowanych zakresów zmiennych decyzyjnych dla których wybrana funkcja celu *f_{cel}* osiągnie wartość minimalną.

Tabela 2. Skorygowany zestaw zmiennych decyzyjnych
Table 2. The revised set of decision variables

Lp	Zmienna decyzyjna	Odpowiednik teorii 1-wymiarowej	Zakres zmienności	Wartość zmiennej X dla minimalnej wartości funkcji celu <i>f_{cel}</i>	Propozycja zakresu zmiennej decyzyjnej X
1	X3	Średnica wlotowa D_0	7,0÷10,0 mm	7,16 mm	6,0÷8,0 mm
2	X4	Średnica wylotowa D_2	17,0÷22,0 mm	22,0 mm ⁽¹⁾	21,0÷24,0 mm
3	X6	Szerokość na wylocie z wirnika b_2	2,0÷4,0 mm	2,98 mm	2,0÷4,0 mm
4	X8	Szerokość łopatki na wlocie s_2	3,0÷5,0 mm	3,02 mm	3,0÷6,0 mm ⁽²⁾
5	X9	Szerokość szczeliny nadłopatkowej G	0,05÷0,25 mm	0,21 mm	0,15÷0,25 mm
6	X10	Długość kątowa łopatki θ	65÷115°	65,47°	60÷80°

Uwagi:

- (1) - wartość zmiennej decyzyjnej X4 (reprezentująca średnicę zewnętrzną D_2) wynosząca 22,0 mm wynika z zastosowania funkcji kary dla wartości funkcji celu *f_{cel}* stosowanej w przypadku, gdy wysokość podnoszenia pompy znajduje się poza akceptowanym zakresem 1,55÷2,0 m.
- (2) - proponowany zakres zmienności zmiennej decyzyjnej X8 (reprezentującej szerokość łopatki na wlocie s_2) został zwiększony ze względów konstrukcyjnych, wymaganych dla zastosowania napędu magnetycznego wirnika.

6. PODSUMOWANIE

Z przedstawionych wyników obliczeń wynika, że istotnym czynnikiem wpływającym na jakość pracy pompy wspomaganie pracy serca, jest optymalny dobór parametrów geometrycznych wirnika, pozwalający na minimalizację negatywnego wpływu na elementy morfologiczne krwi. W kolejnym kroku należy przeprowadzić obliczenia dla skorygowanego zestawu zmiennych decyzyjnych.

LITERATURA

- [1] www.kardioserwis.pl/page.php/1/0/show/18/choroby_serca_ukladu_krzę_nia.html
- [2] Stanowisko Rady Przejrzystości nr 31/2012 z dnia 11 czerwca 2012 r. w sprawie zasadności kwalifikacji świadczenia opieki zdrowotnej „Mechaniczne wspomaganie serca pompami implantowalnymi najnowszej generacji – identyfikowanymi procedurami wysokospecjalistycznymi: 13.1 do 13.5” jako świadczenia gwarantowanego.
- [3] Slaughter M.S., Rogers J.G. e al.: Advanced Heart Failure Treated with Continuous-Flow Left Ventricular Assist Device. *N Engl J Med* 2009; 361:2241-2251.
- [4] Behbahani M., Behr M., Hormes M. et al.: A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps, *Euro Jnl of Applied Mathematics*, Vol. 20, 2009, 363-397.
- [5] United Kingdom 2009S. Day, A novel magnetically levitated axial flow left ventricular assist device, artykuł na konferencję pt. New Magnetically suspended LEV-VAD, Research & Deign Lead Rochester Institute of Technology, Rochester, New York 2005.
- [6] Papierski A.: Wielokryterialna i wielopoziomowa optymalizacja kształtu półotwartych wirników pomp o niskich wyróżnikach szybkobieżności. *Zeszyt Naukowy Politechniki Łódzkiej* Nr 1073. 2010.
- [7] Błaszczuk A.: Pompy spełniające specjalne wymagania ruchowe. *Monografie Politechniki Łódzkiej*. Łódź 2011.
- [8] Antaki J.F. et al.: Computational Flow Optimization of Rotary Blood Pump Components. *Artificial Organs* 19, Boston 1995.
- [9] Behr M.: Modeling, Simulation and Optimization for Ventricular Assist Device Design, artykuł na konferencję pt. Computational Analysis of Technical Systems, Politechnika Warszawska 2009.
- [10] Giersiepen M., Wurzinger L.J., Opitz R., Reul H.: Estimation of shear stress-related blood damage in heart valve prostheses – in vitro comparison of 25 aortic valves. *Int J Artif Organs*. 1990;13:300-6.
- [11] Grigioni M., Daniele C., Morbiducci U., D’Avenio G., Di Benedetto G., Barbaro V.: The power-law mathematical model for blood damage prediction: analytical developments and physical inconsistencies. *Artif Organs* 2004;28:467-75.
- [12] Wu Z.J., Gottlieb R.K., Burgreen G.W., et al.: Investigation of fluid dynamics within a miniature mixed flow blood pump. *Exp Fluids* 2001;31:615-29.
- [13] Bludszuweit C.: Model for a general mechanical blood damage prediction. *Artif Organs* 1995;19:583-9.

- [14] Song X., Throckmorton A.L., Wood H.G., Antaki J.F., Olsen D.B.: Computational fluid dynamics prediction of blood damage in a centrifugal pump. *Artif Organs*. 2003, 27, 938-41.
- [15] Jóźwik K.: Modeling of blood flows. Lodz University of Technology, Łódź 2013.
- [16] Fung Y.C., *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*, 2nd Edition, Springer, Berlin, 1993.