

OBLICZENIA NUMERYCZNE PRZEPŁYWU PRZEZ SZTUCZNĄ ZASTAWKĘ SERCA Z WARSTWĄ NCD

KRZYSZTOF JÓŹWIK, DARIUSZ WITKOWSKI

POLITECHNIKA ŁÓDZKA, INSTYTUT MASZYN PRZEPŁYWOWYCH
ZESPÓŁ APARATURY MEDYCZNEJ
UL. WÓLCZAŃSKA 219/223, 93-005 ŁÓDŹ, POLSKA

Streszczenie

Największe znaczenie dla wszystkich rodzajów implantów ma biokompatybilność. Wcześniejsze badanie w dziedzinie protez dowiodły że biokompatybilność może być poprawiona poprzez pokrycie implantów warstwą NCD (nanokrystalicznym diamentem). Sztuczna mechaniczna zastawka serca zaprojektowana przez prof. J. Molla i pokryta warstwą NCD jest pierwsza tego typu warstwą zarówno w Polsce jak i na świecie. Artykuł ten przedstawia symulacje przepływu przez sztuczną zastawkę serca za pomocą programu CFX TASCFlow. Zakres badań obejmował zmiany profilu dysku, przy stałej jego grubości oraz średnicy. Praca ta przedstawia wyniki obliczeń niestacjonarnych w położeniu maksymalnego otwarcia dysku (maksymalny kąt otwarcia wynosi 75°). Obliczenia były przeprowadzone dla przepływu ciągłego dla dwóch prędkości: 0,5 oraz 1,6 m/s, ciśnienie całkowite na wlocie wynosiło 116 kPa.

Słowa kluczowe: zastawka serca biokompatybilność, przepływ krwi, zakrzepy

Wprowadzenie

Zastawka serca stanowi element regulacyjny układu krążenia, który jest odpowiedzialny za prawidłowy przepływ krwi w sercu. Dysfunkcja którejkolwiek z czterech zastawek serca człowieka, powoduje niewydolność serca, jak również może być przyczyną bakteryjnego zapalenia mięśnia sercowego [3]. Jedynym sposobem przywrócenia prawidłowego działania zastawek jest ich przeszczep (na inną, pochodzącą od dawcy, mechaniczną lub biologiczną). Historia przeszczepu sztucznych zastawek rozpoczęła się na początku lat sześćdziesiątych XX wieku, a w chwili obecnej liczba rocznie dokonywanych implantacji osiągnęła na świecie poziom trzystu tysięcy [2, 4]. Istotnymi z punktu widzenia zdrowia i życia pacjenta z wszczepioną zastawką są:

- pewność działania implantu,
- biokompatybilność materiału, z którego implant jest wykonany,
- odpowiednia struktura przepływu krwi przez zastawkę w warunkach organizmu człowieka.

Niedopuszczalne jest, aby wszczepiona zastawka serca uległa mechanicznemu uszkodzeniu, ponieważ następstwem tego jest śmierć pacjenta. Natomiast wszelakie oddziaływania materiałów zastawek wywołujące alergie lub infekcje powodują konieczność powtórnej operacji, której niebezpieczeństwo wzrasta wielokrotnie w stosunku do

NUMERICAL INVESTIGATIONS OF A FLOW THROUGH AN ARTIFICIAL HEART VALVE WITH AN NCD COATING

KRZYSZTOF JÓŹWIK, DARIUSZ WITKOWSKI

TECHNICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ INSTITUTE OF TURBOMACHINERY
DIVISION OF MEDICAL APPARATUS
219/223 WÓLCZAŃSKA ST. 93-005 ŁÓDŹ, POLAND

Abstract

The biocompatibility is of the most significant for all kinds of implants. Earlier investigations in the field of prostheses have proven that their biocompatibility can be improved by coating them with an NCD (nanocrystalline diamond) layer. The mechanical artificial heart valve designed by Prof. J. Moll and coated with an NCD layer is the first innovative design of this type both in Poland and in the world. This paper concerns the simulation with the CFX TASCflow code of a flow through the artificial heart valve. The research range has involved changes in the mechanical heart valve disc profile, at its constant thickness and diameter. In this work, results of non-stationary data in the complete opening position (disc deflection angle was 75°) are presented. The investigations were carried out for a continuous flow with two flow velocities: 0.5 m/s and 1.6 m/s. Total pressure in front of the examined prosthesis was equal to 116 kPa.

Keywords: heart valve, biocompatibility, blood flow, clots

Introduction

The artificial heart valve is a control element of cardiovascular system that is responsible for correct blood flow through the heart. Dysfunction of any of four human artificial heart valves causes heart failure as well as it can be a reason of bacterial inflammation of heart muscle [3]. The only one way to restore correct operation of heart is transplantation of such heart valve (for another: mechanical or biological, or deriving from donor). The history of artificial heart valve transplantation began from the beginning of the sixties of the 20th century and now the number of performed transplantations is close to 300000 per year [2,4]. From the health and patient's live point of view the most important aspects are:

- Reliability of implant operation,
- Biocompatibility of material the implant is made of,
- The proper structure of blood flow through the artificial heart valve for human organism conditions.

It is unacceptable that implanted heart valve would undergo mechanical damages because it would have to result in the death of patient. However, any interactions of valve materials with human body which breed allergies or infections, cause necessity of second operation which danger is repeatedly greater with respect to the first one. In the

pierwszego zabiegu.

W latach 70-tych ubiegłego stulecia wprowadzono tytan i węgiel pirolityczny jako podstawowe materiały, z których wykonuje się sztuczne zastawki [9]. Początkowo zastosowanie tych materiałów wyeliminowało problemy braku biokompatybilności, a główne kierunki badań zostały zogniskowane na odpowiednim ukształtowaniu pól ciśnienia i prędkości płynącej krwi. Długoterminowe przebywanie tytanowych implantów w organizmie człowieka i bezpośrednie oddziaływanie krwi na materiał zastawki wywołuje jednakże objawy alergizujące, a także, co jest ostatnio przedstawiane na konferencjach [4], jest czynnikiem nowotworczym.

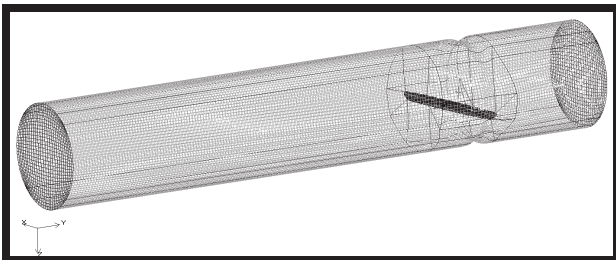
W roku 2000 w Instytucie Maszyn Przepływowych Politechniki Łódzkiej, przy współpracy z Fundacją Rozwoju Kardiologii w Zabrze, Akademią Medyczną z Łodzi i Instytutem Centrum Zdrowia Matki Polki z Łodzi, skonstruowano i wykonano kilka prototypów mechanicznej sztucznej zastawki serca [10, 11], RYS. 1 przedstawia zastawkę jednolistkową. Pierścień zastawki, wykonany z tytanu lub jego medycznego stopu, pokryty został warstwą nanokrystalicznego diamentu [5, 6] zapewniającą lepszą biokompatybilność implantu. Dysk zastawki może być wykonany z kompozytu węgiel-węgiel pokryty węglem pirolitycznym, z węgla pirolitycznego lub z derlinu. Wstępne prace są bardzo obiecujące i modyfikacja powierzchni tytanowego pierścienia jest jedynym wyjściem, które zapewni biokompatybilność implantu. Jednocześnie, opracowana konstrukcja daje bardzo dobre rozkłady pól ciśnienia i prędkości [7, 8], co w połączeniu z zastosowanymi materiałami, daje nadzieję na uzyskanie protezy przywracającej zdrowie człowiekowi w sposób trwały.

Prezentowana praca zawiera wyniki obliczeń przepływu przez opracowaną zastawkę, dokonanych przy użyciu programu CFX TASCFlow.. Określenie rozkładu ciśnienia i prędkości daje możliwość oceny prawidłowości struktury przepływu ze względu na niszczenie elementów morfotycznych, zjawisko kawitacji oraz powstawanie miejsc zastojowych, sprzyjających odkładaniu się płytek krwi i białek.

Warunki przepływu

Obliczenia przepływu przez zastawkę (RYS.1) dokonano dla warunków modelowych. Zastawka znajdowała się w prostej rurze o wymiarach odpowiadających kanałowi użytemu do badań eksperymentalnych. Dla takiego umiejscowienia rozważanej zastawki przygotowano siatkę obliczeniową, którą przedstawiono na RYSUNKU 2.

Obliczenia dokonano dla stacjonarnych i niestacjonarnych warunków przepływu, przy czym dla przepływu niestacjonarnego wykorzystano model turbulencji $k-\nu$ [1].



RYS. 2. Siatka kanału przepływowego wygenerowana w programie HEXA.
FIG. 2. Mesh of the flowing channel generated by means of HEXA code.

seventies of the last century titanium and pyrolytic carbon were introduced as basic materials for heart valves [9]. Initially, an application of these materials eliminated problem of lack of biocompatibility and main research directions were focused on the proper distribution of pressure and velocity of flowing blood. However, a long-term stay of titanium implants in the human body and direct blood interactions with the valve material cause allergic symptoms and also are cancerogenic agents [4].

In the last few years at the Institute of Turbomachinery, Technical University of Lodz, with the co-operation with other polish scientific institutions, several prototypes of mechanical artificial heart valve have been designed and manufactured [10, 11]. The leaflet disc valve is presented in FIG. 1. Retaining ring of the valve is made of titanium or its medical alloy and is coated with nanocrystalline diamond layer [5, 6] ensuring better biocompatibility of the implant. Heart valve disc can be made of carbon-carbon composite coated with pyrolytic carbon, pyrolytic carbon or Derlin®. Initial investigations are very promising and modification of titanium ring surface is the only solution which would ensure implant biocompatibility. Simultaneously, developed construction gives very good distributions of pressure and velocity fields [7, 8]. Flow parameters and applied materials give the hope for obtaining the prosthesis restoring health in a permanent way.

Presented work comprises numerical calculation results of flow through an artificial disc heart valve, performed by means of CFX TASCFlow code. Determination of pressure and velocity distributions gives the possibility of structure correctness evaluation of the flow in consideration of morphotic elements destruction, phenomena of cavitations and creation of stagnation areas which are conducive to thrombocyte and protein aggregation.

Flow conditions

Calculations of the flow through the artificial heart valve (FIG. 1) were conducted for the model conditions. The artificial heart valve was situated in the straight tube of dimensions corresponding to this channel which was used for



RYS. 1. Dyskowa zastawka serca z pierścieniem pokrytym nanokrystalicznym diamentem.
FIG. 1. Artificial disc heart valve with the retaining ring coated with nanocrystalline diamond.

Badania przeprowadzono dla przepływu ciągłego na wlocie dla dwóch prędkości płynącego czynnika: 0,5 i 1,6 m/s. Ciśnienie całkowite przed badaną protezą ustalono jako stałą o wartości 116 kPa. Dla prędkości 0,5 m/s został użyty rozkład paraboliczny a dla prędkości 1,6 m/s zastosowano rozkład Prandtla.

Wybrane prędkości i ciśnienia przedstawiają przykładowy stan fizjologiczny, czyli są to warunki występujące w rzeczywistych układach sercowo-naczyniowych przy pełnym otwarciu zastawki aortalnej.

W symulacji jako czynnik został użyty 40% wodny roztwór gliceryny, który jest cieczą newtonowską o następujących parametrach:

- współczynnik lepkości dynamicznej - 0,0034 kg/ms (dla krwi w zakresie 0,03-0,04 kg/ms przeciętnych warunków fizjologicznych współczynnik lepkości dynamicznej przyjmuje się w zakresie i do obliczeń zakłada się że krew jest cieczą newtonowską);
- gęstość - 1030 kg/m³ (krew charakteryzuje się w przybliżeniu stałą gęstością, której wartość można przyjąć na poziomie 1055 kg/m³).

Cały tok obliczeń został wykonany dla trzech profili dysku:

- dysk wypukło-wklęsły (w dalszej części nazwany wypukłym),
- dysk płaski,
- dysk wklęsło-wypukły (w dalszej części nazwany wklęsłym).

Przyjęto dodatkowo położenie dysku odpowiadające maksymalnemu otwarciu, które wynosi 75°, grubość i średnica dysku pozostały stałe dla wszystkich rozważanych przepływów i kształtów dysku.

Wyniki obliczeń

RYSUNKI 3-6 przedstawiają wyniki obliczeń przepływu cieczy modelowej przez rozważaną zastawkę dla prędkości maksymalnej na wlocie 0,5 i 1,6 m/s oraz dla trzech typów dysków. Wyniki przedstawione są dla dwóch przekrojów znajdujących się za zastawką w odległości 1d oraz 2d (d oznacza średnicę wewnętrzną pierścienia zastawki) oraz równoległych do płaszczyzny pierścienia [12].

RYSUNKI 3 i 4 zawierają rozkłady prędkości średniej dla $v = 0,5$ m/s. Analizując uzyskane charakterystyki należy zauważyć, że z punktu widzenia przepływu krwi, dysk płaski wymusza największe zmiany prędkości. Natomiast najmniejsze gradienty są dla dysku wypukłego oraz wklęsłego. Przy prędkości $v = 1,6$ m/s uwidacznia się przewaga dysku wypukłego nad dyskiem wklęsłym, w którym występują większe gradienty prędkości w odległości 1d za zastawką. W dalszej części przepływ się stabilizuje i różnice nie są już tak dobrze widoczne.

O ile rozkłady prędkości średniej są istotne dla przepływu krwi, a zwłaszcza dla procesów niszczenia elementów morfotycznych, to nie dają one pełnego obrazu zjawisk oddziaływujących na elementy krwi.

Niezwykle istotnym jest aspekt intensywności turbulencji, która dla przepływu krwi nazywana jest turbulencją czasową i zdefiniowana jako:

- turbulencja czasowa, określona jako wartość odchylenia standardowego zmiennej losowej (prędkości) w danym punkcie dla 30 pomiarów, wyrażona jest wzorem

$$S_v = \sqrt{E[V - E(V)]^2}$$

gdzie $E(V)$ jest wartością oczekiwaną prędkości V , a S_v jest odchyleniem standardowym tej prędkości.

experimental investigations. The calculation grid was prepared for the considered valve position (see FIG. 2).

Calculations were performed for stationary and non-stationary flow conditions, and the $k-\nu$ turbulence model was used for non-stationary flow conditions [1].

Investigations were carried out for continuous flow at inlet for two velocities of the flowing medium: 0.5 and 1.6 m/s. Total pressure at the front of prosthesis was equal to 116 kPa. Parabolic distribution was used for lower velocity and Prandtl distribution was used for higher one. Chosen velocities and pressures correspond to exemplary physiological states. These values of considered quantities exist in real cardiac-vascular systems for fully opened aortic heart valve.

40% glycerine solution in water was used for the simulation as the medium. It is the Newtonian fluid of the following parameters:

- coefficient of dynamic viscosity - 0.0034 kg/ms in the range of average physiological conditions, the coefficient of dynamic viscosity of human blood is accepted in the range of 0.003 - 0.004 kg/ms and it is assumed for calculations that the blood is a Newtonian fluid;
- density - 1030 kg/m³ (blood is characterised by approximately constant density and its value can be assumed as 1055 kg/m³).

Calculation procedures were performed for three disc profiles:

- convex-concave disc (in further part called convex),
- flat disc,
- concave-convex disc (in further part called concave).

The following constant conditions are also assumed: disc position of 75° corresponding to the maximum opening, thickness and diameter of disc for all considered flows and disc shapes.

Results

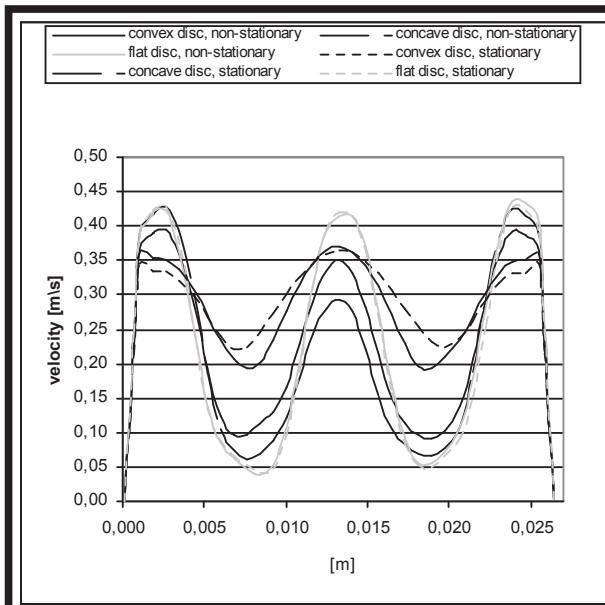
Calculation results of the model fluid flow through considered heart valve for maximum velocity of the inlet 0.5 and 1.6 m/s and for three disc types are presented in FIGURES 3 - 6. Results are presented for two sections downstream the valve at the distance 1d and 2d (where d is the inner diameter of valve ring) and parallel to ring plane [12]. Distributions of average velocity for $v = 0.5$ m/s are presented in FIGS 3 and 4. Analysing obtained profiles one can point out that from blood flow point of view flat disc forces the biggest velocity changes. Whereas, the smallest gradients are for convex and concave discs. For $v = 1.6$ m/s the superiority of the convex disc over concave one is visible. There are bigger velocity gradients at the distance 1d downstream the valve. In further part of the cross-section the flow becomes stabilised and differences are not so significant. Average velocity distributions are important for blood flow and especially for processes of the morphotic element destruction but they do not represent at all influences of flow on blood elements.

The aspect of turbulence intensity is of great importance. Turbulence intensity or time turbulence is defined as:

- turbulence intensity described as the standard deviation value of a random variable in a given point for 30 measurements, is expressed by the relation

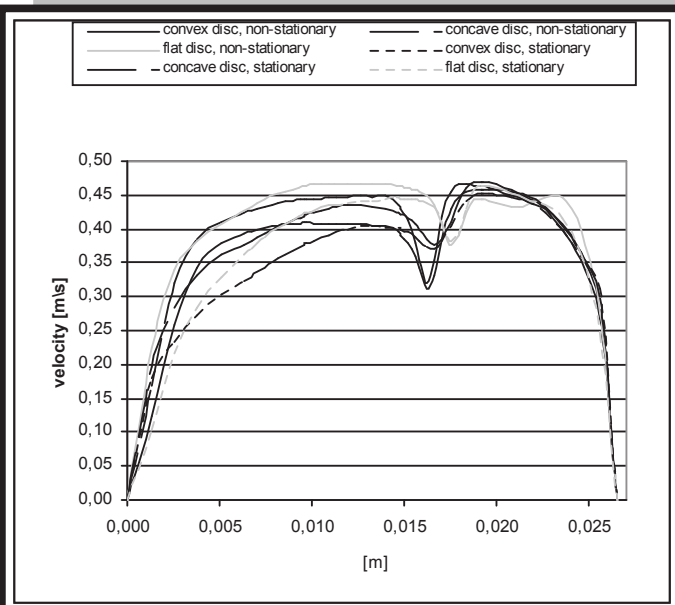
$$S_v = \sqrt{E[V - E(V)]^2}$$

where $E(V)$ is velocity, V , expected value, and S_v is the standard deviation value of this velocity. Turbulence intensity distributions determined for maximum velocity 1.6 m/s

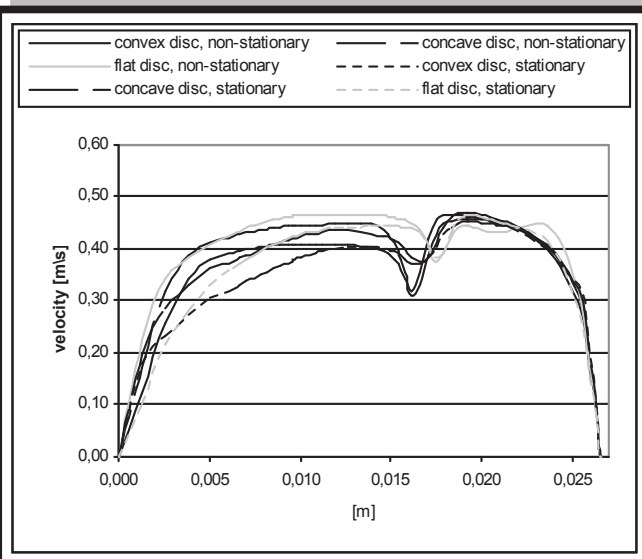
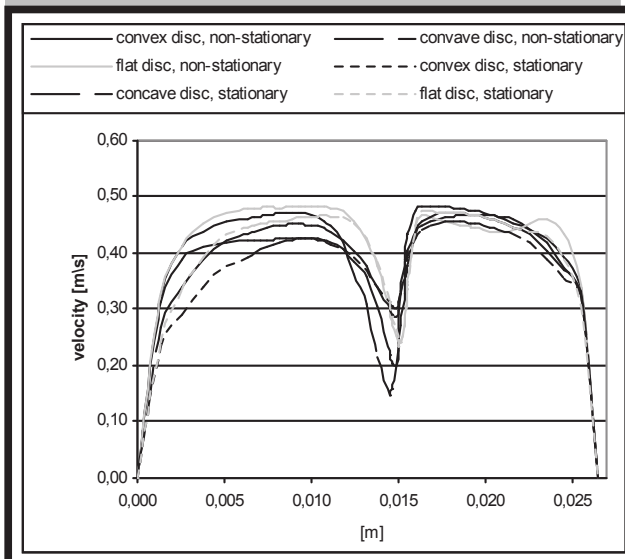


RYS. 3. Rozkład prędkości w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny pierścienia wzdłuż osi poziomej przy przepływie ciągłym $v=0,5$ m/s, dla modeli zastawek dyskowych z dyskiem płaskim, wklęsłym oraz wypukłym, a) w odległości 1d za zastawką, b) w odległości 2d za zastawką.

FIG. 3. Velocity distribution for the horizontal axis and for $v = 0.5$ m/s, a) at the distance of one diameter downstream the valve ring, b) at the distance of two diameters downstream the valve ring.



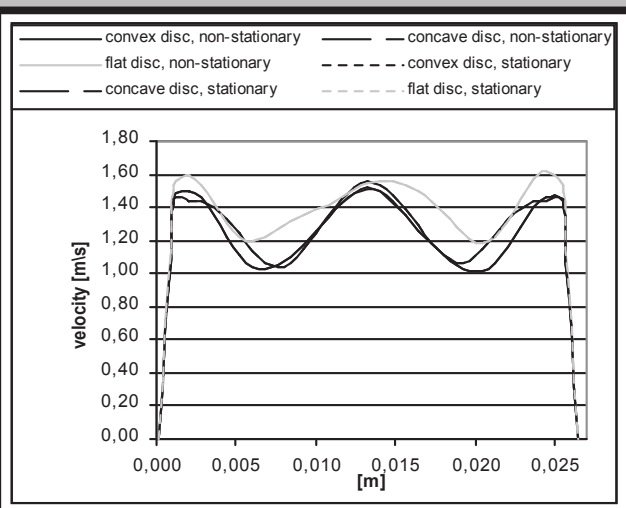
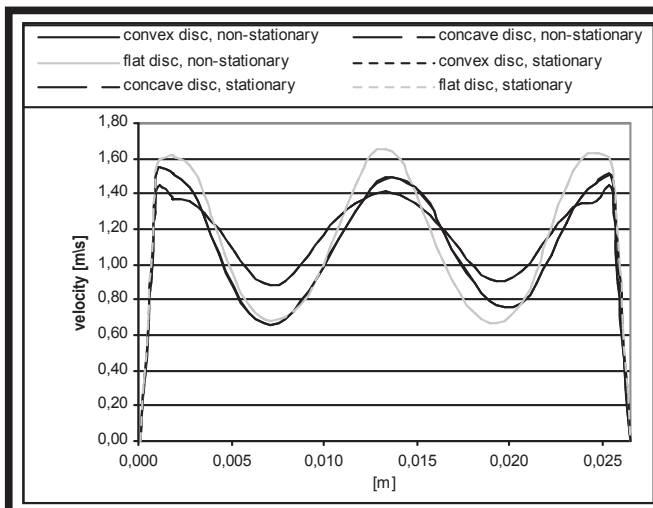
at the valve inlet for two cross-sections at the distance 1d and 2d downstream the ring valve are shown in FIGS 7 and 8. Velocity changes for convex disc are the smallest thus influences on morphotic elements by means of their deformations are the smallest too. Blood element deformation affects changes in morphotic element membrane properties, vitality reduction, and in case of thrombocytes it may cause they activation and, in consequence, formation of blood clots.



Rozkłady turbulencji czasowej wyznaczonej dla prędkości maksymalnej na wlocie 1,6 m/s w dwóch przekrojach odległych 1d oraz 2d od pierścienia zastawki pokazana jest na RYS. 7 i 8. Dla dysku wypukłego zmiany prędkości są najmniejsze, a więc oddziaływanie na elementy morfotyczne poprzez ich deformacje jest również najmniejsze. Deformacja elementów krwi wpływa na zmianę właściwości ich błony, skrócenie żywotności, a w przypadku płytek krwi, może spowodować ich aktywację, co wywołac może tworzenie koagulantów płytkowych - skrzepów.

RYS. 4. Rozkład prędkości w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny pierścienia wzdłuż osi pionowej przy przepływie ciągłym $v = 0,5$ m/s, dla modeli zastawek dyskowych z dyskiem płaskim, wklęsłym oraz wypukłym, a) w odległości 1d za zastawką, b) w odległości 2d za zastawką.

FIG. 4. Velocity distribution for the vertical axis and for $v = 0.5$ m/s, a) at the distance of one diameter downstream the valve ring, b) at the distance of two diameters downstream the valve ring.

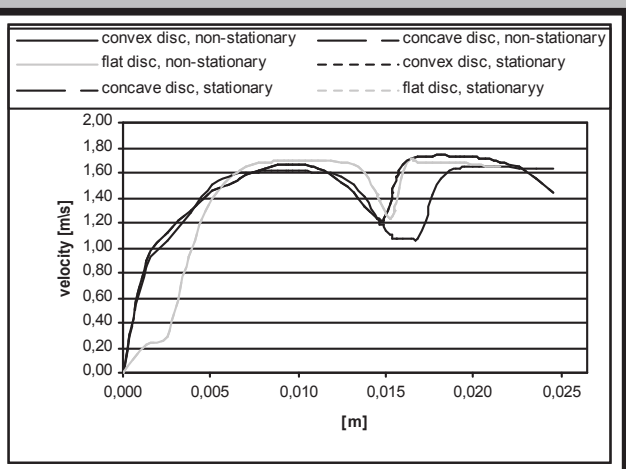
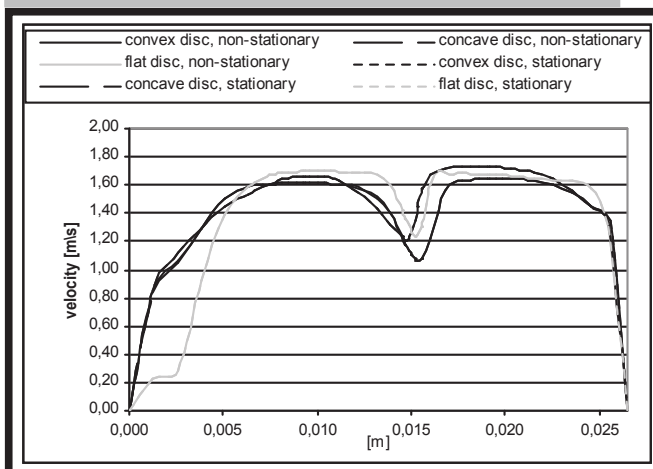


RYS. 5. Rozkład prędkości w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny pierścienia wzdłuż osi poziomej przy przepływie ciągłym $v = 1,6$ m/s, dla modeli zastawek dyskowych z dyskiem płaskim, wklęsłym oraz wypukłym, a) w odległości $1d$ za zastawką, b) w odległości $2d$ za zastawką.

FIG. 5. Velocity distribution for the horizontal axis and for $v = 1.6$ m/s, a) at the distance of one diameter downstream the valve ring, b) at the distance of two diameters downstream the valve ring.

Conclusions

On the basis of discussed in the third part velocity field distributions one can noticed that there is the strong profile asymmetry for all disc types. This is connected with fluid stream separation end deflection from axial direction caused closing element. It is characteristic of all disc valves. Analysing obtained results one can conclude that disc geometry changes can affect velocity field shapes, which are main distinguishing features characterising heart valve from the viewpoint of haemodynamical quality. Obtained results reveal superiority of valve with convex disc - the most uni-



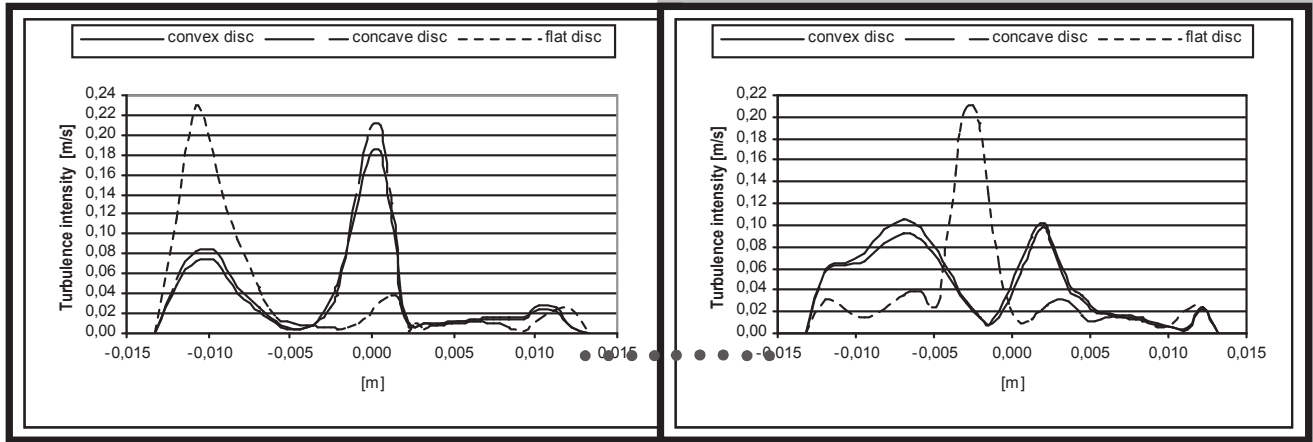
Podsumowanie

Na podstawie omawianych w III rozdziale rozkładów pola prędkości można zauważyć, że dla wszystkich typów dysków występuje silna asymetria charakterystyk. Związane to jest z rozdzieleniem strugi płynu przez element zamykający oraz odgięcie strugi od kierunku osiowego, co jest charakterystyczne dla wszystkich zastawek dyskowych. Analizując uzyskane wyniki można wysunąć wniosek, że zmiana geometrii dysku może wpłynąć na kształt pól prędkości, które są głównym wyróżnikiem charakteryzującym zastawkę w kontekście jakości hemodynamicznej. Uzyskane wyniki wykazują wyższość zastawki z dyskiem wypukłym, otrzymany w tym przypadku stopień jednorodności dla wszystkich prędkości strugi jest bardzo duży a gradienty są małe (w porównaniu z pozostałymi zastawkami będącymi przedmiotem badań). Podobne parametry hemodynamiczne wykazuje zastawka z dyskiem wklęsłym, jednak-

RYS. 6. Rozkład prędkości w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny pierścienia wzdłuż osi pionowej przy przepływie ciągłym $v = 1,6$ m/s, dla modeli zastawek dyskowych z dyskiem płaskim, wklęsłym oraz wypukłym, a) w odległości $1d$ za zastawką, b) w odległości $2d$ za zastawką.

FIG. 6. Velocity distribution for the vertical axis and for $v = 1.6$ m/s, a) at the distance of one diameter downstream the valve ring, b) at the distance of two diameters downstream the valve ring.

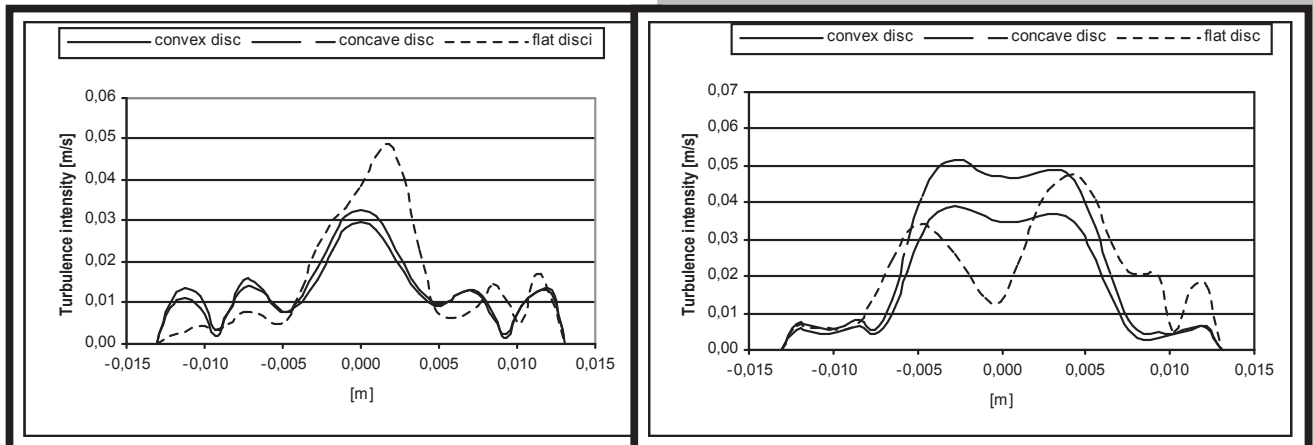
form velocity fields for all investigated conditions degree and gradients are small (compared with other heart valves). The valve with concave disc has similar haemodynamical parameters. However, for bigger flow velocities (1.6 m/s) there is a superiority of convex disc heart valve. For smaller



że przy wyższych prędkościach przepływu (dla prędkości 1,6 m/s) uwidacznia się przewaga dysku wypukłego. Przy mniejszych prędkościach strugi dysku wklęsłego powoduje większe gradienty. Znacznie różni się obraz rozkładu pól prędkości przy przepływie przez zastawkę z dyskiem płaskim. Znaczne gradienty oraz duża niejednorodność powodują, że implantacja takiej zastawki wiąże się z dużym zagrożeniem wystąpienia oddziaływań destrukcyjnych ze strony przepływu (gradienty prędkości). Jedynym pozytywnym czynnikiem występującym przy tym typie zastawki jest fakt, że przy większych prędkościach przepływu można zaobserwować szybszą stabilizację badanych parametrów, niestety tylko dla pomiarów tych parametrów wzdłuż osi równoległej do osi obrotu dysku. Przy analizie parametrów dla dysku płaskiego można także zaobserwować silny wpływ odgięcia strugi wypływającej spod dysku, czego efektem są właśnie duże różnice w obrazie pól prędkości i ciśnienia szczególnie w przekrojach oddalonych o odległość 2d za zastawką.

RYS. 7. Rozkład turbulencji czasowej za zastawką w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny pierścienia wzdłuż osi pionowej przy przepływie ciągłym $v = 1,6$ m/s, dla modeli zastawek dyskowych z dyskiem płaskim, wklęsłym oraz wypukłym, a) w odległości 1d za zastawką, b) w odległości 2d za zastawką.

FIG. 7. Turbulence intensity distribution for the horizontal axis and for $v = 1.6$ m/s, a) at the distance of one diameter downstream the valve ring, b) at the distance of two diameters downstream the valve ring.



RYS. 8. Rozkład turbulencji czasowej za zastawką w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny pierścienia wzdłuż osi poziomej przy przepływie ciągłym $v = 1,6$ [m/s], dla modeli zastawek dyskowych z dyskiem płaskim, wklęsłym oraz wypukłym, a) w odległości 1d za zastawką, b) w odległości 2d za zastawką.

FIG. 8. Turbulence intensity distribution for the vertical axis and for $v = 1.6$ m/s, a) at the distance of one diameter downstream the valve ring, b) at the distance of two diameters downstream the valve ring.

stream velocities concave disc causes bigger gradients. Velocity distributions differ significantly. The bigger velocity gradients and heterogeneity of the flow through the heart valve with flat disc cause the danger of destruction interactions of the blood flow for the implanted heart valve with such disc type. The faster stabilization of investigated parameters can be observed, unfortunately only for measurements along the axis parallel to the disc rotation axis. It is the only positive factor connected with this type of valve. One can also point out that there is a strong influence of the deflection of the stream flowing out from the bottom of the flat disc. It results in significant differences in pressure and velocity distributions, especially for cross-section at the distance of 2d downstream the valve ring.

Piśmiennictwo

- [1] Elsner W. J., Turbulencja przepływu, PWN, Warszawa, 1987.
 [2] Józwick K., Niedzielski P., "Warstwa nanokrystalicznego diamentu dla zastawki serca". *Materialove Inženyrstvi se zamerenim na NOVE MATERIALY A TECHNOLOGIE*, Liberec, 2000, s. 90-97.
 [3] Józwick K., "Bakteryjne zapalenie wsierdza a zastawki serca", *Nowa Klinika*, Vol. 7, No 10, 2000, s. 1052-1056.
 [4] Józwick K., Medical Overview - Invited Lecture, CD-ROM Proceedings of the 2nd Annual Symposium of the Tissue and Cell Engineering Society, Nottingham, 18-19 September, 2000, S17.
 [6] Józwick K., Moll J.J., "Modyfikacja powierzchni implantów metalowych dla kardiochirurgii". *Materiały X Jubileuszowej Konferencji Naukowej "Biomateriały w Medycynie i Weterynarii" Strzeszczenia, Dział - Sesja Plenarna*, s. 5, Ryto, Październik 2000.

References

- [7] Józwick K., Nawrat Z., Eksperymentalne badania przepływu przez dyskową zastawkę serca z warstwą NCD, *Ciepłne Maszyny Przepływowe*, 2000, nr 117, s.317-322. *Materiały XIV Krajowej Konferencji Mechaniki Płynów*. Łódź, 2000.
 [8] Nawrat Z., Józwick K., Małota Z., Moll J., "In Vitro Evaluation of the Mechanical Disc Heart Valve with an NCD Coating", *Proceedings of the 2nd Annual Symposium of the Tissue and Cell Engineering Society*, Nottingham, 18-19 September, 2000, P35.
 [9] Recum von A.F., (edytor), *Handbook of Biomaterial Evaluation: Scientific, Technical and Clinical Testing of Implant Materials*, Macmillan Publishing, New York, 1986.
 [10] Moll J.: patent USA 4.661.106, 1987.
 [11] Moll J.: patent USA 4.725.275, 1987.
 [12] Witkowski D., Raport z projektu badawczego KBN Nr 7 T11E 042 20., "Wpływ zmiany geometrii dysku mechanicznej zastawki serca na właściwości hemodynamiczne przepływu", Łódź, 2002.

PLAZMOCHEMICZNY SPOSÓB MODYFIKACJI SKROBI ZIEMNIACZANEJ

ARIUSZ KACZMAREK*, ANNA SOBCZYK*, MACIEJ GAZICKI-LIPMAN*, HIERONIM SZYMANOWSKI*, LESZEK KLIMEK**, DARIUSZ BIELIŃSKI**

*INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ POLITECHNIKI ŁÓDZKIEJ, STEFANOWSKIEGO 1, ŁÓDŹ POLSKA

** INSTYTUT POLIMERÓW POLITECHNIKI ŁÓDZKIEJ, STEFANOWSKIEGO 12, ŁÓDŹ POLSKA

Streszczenie

Do powierzchniowej modyfikacji skrobi ziemniaczanej, polegającej na hydrofobizacji jej ziaren, zastosowany został obrotowy reaktor plazmochemiczny (PECVD) wysokiej częstotliwości. Czynnikiem roboczymi użytymi w procesie modyfikacji był metan lub mieszanina tetrametylosilanu i argonu (TMS/Ar). Wydajność procesu hydrofobizacji badana była w zależności od takich parametrów procesu jak: typ gazu roboczego, szybkość przepływu gazu, wyjściowa moc wyładowania jarzeniowego.

Słowa kluczowe: skrobia ziemniaczana, PECVD, hydrofobizacja

Wstęp

Skrobia należy do najbardziej rozpowszechnionych polimerów naturalnych. W obecnych czasach znajduje ona użycie głównie jako składnik żywności. Jednak dzięki takim jej właściwościom jak biodegradowalność, powszechna dostępność oraz niskie koszty pozyskiwania trwają intensywne badania nad zastosowaniem skrobi jako składnika tworzyw termoplastycznych [1]. Układy kompozytowe, w których poliolefiną tworzy matrycę, zaś skrobia spełnia rolę wypełniacza, stanowią bowiem potencjalne materiały do biodegradowalnego opakowania foliowe.

PLASMA PROCESSING SYSTEM FOR MODIFICATION OF POTATOE STARCH

MARIUSZ KACZMAREK*, ANNA SOBCZYK*, MACIEJ GAZICKI-LIPMAN*, HIERONIM SZYMANOWSKI*, LESZEK KLIMEK**, DARIUSZ BIELIŃSKI**

*INSTITUTE FOR MATERIALS SCIENCE AND ENGINEERING, TECHNICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ ŁÓDŹ POLAND

**INSTITUTE OF POLYMERS, TECHNICAL UNIVERSITY OF ŁÓDŹ ŁÓDŹ POLAND

Abstract

A rotating Plasma Enhanced Chemical Vapor Deposition (PECVD) reactor has been used for surface modification of potatoe starch, aimed at the hydrophobization of its grains. Two working media, such as tetramethylsilane (TMS)/argon mixture, or methane have been used as working media. The results of the efficiency of surface hydrophobization of potatoe starch grains, as a function of such process parameters as: type of working gas, gas feed-in rate and RF power input, are presented in this work.

Key Words: potatoe starch, plasma enhanced CVD, hydrophobization

Introduction

Starch belongs to the most abundant natural polymers. At the present time, starch is primarily used as a food ingredient. However, because of its known biodegradability, availability and low cost it is also considered a component in certain thermoplastic applications [1]. A composite material where a polyolefine makes a matrix and starch plays the role of a filler should constitute a good candidate for a biodegradable packaging foil.