ZESZYTY NAUKOWE POLITECHNIKI ŚLĄSKIEJ

Seria: Mechanika z. 112

Nr kol. 1182

1992

Józef WOJNAROWSKI Katedra Mechaniki Robotów i Maszyn Roboczych Ciężkich Politechnika Śląska, Gliwice

MODELOWANIE PRZEPŁYWU KRWI PRZEZ SZTUCZNE ZASTAWKI SERCA

<u>Streszczenie</u>. Celem opracowania jest zwrócenie uwagi na znaczenie metod modelowania przepływu krwi przez sztuczne zastawki serca. Wykorzystano spostrzeżenia z obszaru rozwoju badań rozpływu krwi, a w szczegolności badania rozkładu ciśnień i pola naprężeń stycznych wytwarzanych w sąsiedztwie sztucznej zastawki aortycznej. Omówione zagadnienia oceny parametrów przez sztuczną zastawkę aortyczną przedstawione głównie z bioinżynierskiego punktu widzenia, aby dać pogląd na problem projektowy bioprotez serca.

Summary. The aim of the paper is to underline the importance of modelling blood flow through artificial heart valves. In the work there have been taken under consideration research results of modelling in cordiovascular system with prosthetic heart valves. The problem has been described mainly from bioengineering point of view to promt the scientists how to design heart bioprosthesis.

Zusammenfassung. Das Ziel dieser Bearbeitung ist das Aufmerksammachen auf die Bedeutung der Modelherungsmethoden der Blutströmung durch die künstlichen Herzklappen. Es wurden hier Bemerkungen aus dem Bereich der Entwicklung der Untersuchungen zur Blutströmung, besonders die Untersuchungen zur Druckverteilung und der Verteilung des Feldes von Schubspannungen, die in der Nähe der künstlichen Aortaklappen erzeugt werden, ausgenutzt. Die besprochenen Probleme der Parameterbewertung durch die kunstliche Aortaklappe wurden Hauptsächlich von bioingenieurischem Standpunkt dargestellt um das Problem des Projektieren von Herzbioprothesen zu zeigen.

1. WROWADZENIE

Zagadnienie modelowania układu krwionośnego od lat interesuje lekarzy, biologów i inżynierów. Impet do badań na tym polu wynika stąd, że biomechanika ułatwia nam nie tylko zrozumienie normalnego funkcjonowania organizmu, ale i przede wszystkim pozwala przewidzieć zmiany w przypadku sztucznej interwencji. Można więc twierdzić, że diagnoza i chirurgia są ściśle związane z biomechaniką.

Wpływ mechaniki stosowanej na zrozumienie mechanizmów życia jest powszechnie znany dzięki wkładowi: G. Galileusza - w pomiarach szybkości bicia serca, R. Descartesa - w badaniu oka, G. Borelliego - w badaniu mechanizmu oddychania, R. Hooke'a - w opisie komórek, L. Eulera - w analizie pulsowania krwi w tętnicach, T. Younga - w zakresie teorii głosu i wzroku, H. Helmholtza - w zakresie teorii słuchu i widzenia barw, J. Poiseulle'a - w ustaleniu wpływu lepkości i oporów w opisie przepływu w krążeniu krwi, O. Franka - w opisie mechaniki serca [15]. Wzrost znaczenia modelowania przepływu krwi u podstawy serca nastąpił z chwilą poszukiwania doskonałej protetycznej zastawki serca (aortycznej i mitralnej). Godne jest podkreślenia, że pierwszą analityczną ocenę przepływu krwi przedstawił L.Euler w 1775r. Jego pracę opublikowano pośmiertnie w 1782 r. [49].



Rys.1. Wpływ postaci konstrukcyjnej sztucznej zastawki na przepływ strumienia krwi Fig.1. Influence of shape design prosthetic heart valve on flow stream blood Mija już prawie 40 lat od wprowadzenia pierwszej sztucznej zastawki. Od tamtego czasu dokonano wielu ulepszeń w projektowaniu i wytwarzaniu zastawek protetycznych, ale doskonałych zastawek jeszcze nie zrobiono. Okazuje się bowiem, że ocena charakterystyk przepływu krwi przez sztuczne zastawki serca jest nie tylko znaczącym problemem klinicznym, ale także biofizycznym i bioinżynierskim. Dlatego też badaniem charakterystyk hydrostatycznych i hydromechanicznych sztucznych zastawek serca zajmowało się wielu badaczy [5, 6, 7, 13, 16, 23, 33, 34, 35, 40, 42, 58, 65, 69, 70]. W szczególności od czasu pierwszego przeszczepu sztucznej zastawki w 1952 r. [24] i pierwszego udanego przeszczepu zastawki kulkowej 10 marca 1960 (first caged-ball valve was successfully in a human in the normal anatomic site on March 10) [20], znacznie wzrosło zainteresowanie tą tematyką. Jest to wynikiem z jednej strony trudności przeprowadzania badań "in vivo", z drugiej zaś potrzebą uzyskania odpowiedzi na pytanie, jak kształtuje się przepływ u układzie krwionośnym w przypadku zaistnienia zakłócenia normalnego anatomicznego przepływu, wszczepieniem sztucznej zastawki (rys.1) [18, 19, 26].

Obecnie dostępnych jest około 50 różnych typów sztucznych zastawek serca. Ogólnie można jednak wyróżnić kilka charakterystycznych typów sztucznych zastawek serca (rys.2):

- kulkowe (Starr-Edwardsa, Smelloff-Cuttera) [11,9],
- dyskowo-kulkowe (Kay-Shileya) [13],
- dyskowo-przechylne (Bjork-Shileya, Lillehei-Kastera) [4,18],
- tkankowo-listkowe (tzw. Leaflet) [49],
- tkankowe-dwulistkowe (Be-Leaflet Heart Valve) [52],
- bioprotezy (Hancocka) [19].

Harken [20], jeden z pionierów przeszczepów sztucznych zastawek serca powiedział: "Istnieje coś złego w każdej z nich". Natomiast w odniesieniu do kulkowej sztucznej zastawki serca wymienia on szereg cech, jakie winna ona spełniać, a w szczególności: 1) nie może propagować zatorów,

- 2) musi być chemicznie obojętna i nie może uszkadzać krwinek,
- 3) nie może stawiać oporu dla fizjologicznego przepływu,
- 4) musi zamykać się natychmiastowo, w czasie mniejszym niż 0,05 s,
- 5) musi pozostawać zamknięta podczas właściwej fazy cyklu serca,
- 6) musi mieć trwałe cechy fizyczne i geometryczne,
- 7) musi być przystosowana do trwałego umocowania,
- 8) nie może dokuczać pacjentowi (np. przez hałasowanie),
- 9) musi być praktyczna technicznie do wstawienia.

Niektóre z tych cech są ściśle związane ze spadkiem ciśnienia na zastawce podczas gwałtownego przyspieszania i opóźniania w czasie pompowania krwi przez serce. Inne są trudne do osiągnięcia, kiedy zapominamy, że "doskonałość może być wrogiem dobrego"¹).

1) "Perfection may be the enemy of good" [20]



Rys.2. Postacie najczęściej stosowanych sztucznych zastawek serca Fig.2. The shape of the most widely used artificial heart valves

Wcześniejsze badania sztucznych zastawek serca były prowadzone w warunkach strumienia ustalonego. Jednak spadek ciśnienia na zastawce anatomicznej jest funkcją ruchów serca i brak efektywnego kryterium w porównywaniu danych in vivo oraz in vitro. Dlatego wielu badaczy [3, 43, 48] ogranicza porównywaniu danych do średniej prędkości strumienia wyrażonej w l/min oraz do szczytowego spadku ciśnienia lub gradientu ciśnienia [23]. Największą bowiem wadą sztucznych zastawek serca jest to, że występuje duży spadek ciśnienia przy otwartej zastawce, który jest wciąż o rząd wielkości większy niż w zdrowej naturalnej zastawce. Oznacza to, że po przeszczepieniu sztucznej zastawki aortycznej serce musi bić mocniej [16]. Dlatego też poszukuje się nowych rozwiązań konstrukcyjnych zastawek, np. Bi-Leaflet [52], aby były one zbliżone pod względem wywoływanych spadków ciśnienia do zastawki naturalnej. Dopiero po spełnieniu tego warunku ma sens rozpatrywanie dalszych problemów jak zgodności biologicznej materiałów, czy samej konstrukcji zamykania zastawki.

W tablicy 1 zestawiono niektóre dane o dostępnych sztucznych zastawkach serca, aby dać pogląd na ich niektóre cechy geometryczne.

Podstawowym więc parametrem w porównawczych badaniach istniejących zastawek będzie ocena spadku ciśnienia, np. dla danego rozmiaru otworu modelującego wejście do aorty, przy otwartej naturalnej zastawce i spadku ciśnienia na sztucznej zastawce w funkcji

natężenia przepływu krwi Q. Należy przy tym oczekiwać, że dla otworu każdego typu zastawki istnieje teoretyczna granica spadku ciśnienia, na jaki możemy pozwolić przy danej średnicy i natężeniu przepływu Q. Co więcej, należałoby oszacować, jak blisko tej granicy znajdują się spadki ciśnień dla otwartych zastawek. Jest to niezwykle ważne, bowiem może okazać się, że natężenie przepływu będzie ograniczone rozmiarem, kształtem i postacią otworu zastawki (kryzy).

W Polsce jak do tej pory nie produkuje się sztucznych zastawek serca, tym niemniej operacje przeszczepienia zastawek wykonywane są w kilku ośrodkach, m.in. w Krakowie, Łodzi, Warszawie, Wrocławiu i w Zabrzu.

2. HEMODYNAMICZNE CHARAKTERYSTYKI SZTUCZNYCH ZASTAWEK SERCA

Można wyróżnić dwie metody modelowania systemów biologicznych, a w szczególności układu krwionośnego. Albo stosuje się modelowanie kompleksowe zjawisk zachodzących w całym układzie, albo wykorzystując możliwość dokładnego rozpoznania procesów zachodzących w wybranym podsystemie układu krążenia formułuje się modele zjawisk w nim zachodzących. W szczególności z uwagi na najczęstsze schorzenia zastawek serca gros badaczy podejmuje badania krążenia krwi w podsystemie lewej komory serca i rozpływu do łuku aorty. Ma to szczególne znaczenie dla oceny przepływu przez sztuczne zastawki serca mitralną i aortyczną. Z tych względów wielu uczonych, prowadząc badania, opracowało modele systemu bądź podsystemu krążenia ze sztucznymi zastawkami w aspekcie możliwości oceny ich charakterystyk hydrodynamicznych. Warto jeszcze dodać, że model dotyczący pracy serca w formalizmie grafów wiązań podał Auslander i inni [2], natomiast w sensie teorii katastrof Thomy, podał Zeeman [71].

2.1. BADACZE W POSZUKIWANIU NAJDOSKONALSZEJ ZASTAWKI SERCA

Po wszczepieniu setek tysięcy sztucznych zastawek różnego typu nie zaprzestaje się prowadzenia badań nad nowymi modelami, a w szczególności nad bioprotezami zastawek aortycznych i mitralnych. W szczególności od 1954 r., kiedy to Hufnagel opracował kulkową sztuczną zastawkę serca [5, 24], można wyodrębnić badania "in vitro" i "in vivo".

Badania in vitro prowadzi się zwykle dla:

- przepływu ustalonego (steady flow),

- przepływu pulsacyjnego (pulsatile flow),

oceny własności zmęczeniowych.

Charakterystyczne cechy wybranych zastawek

Tablica 1

Typ	Postać	Material	Srednica [mm]		dE	Pow.otw.	Całk.wysokość w poz.otwartej
202.2			PZ	E	ZYPZ		H [mm]
S-E Starr- -Edwards (Kulkowa)	dE CO dpz	PZ-teflon + polypropylen E-silastic K-stellit	29	18	Q62	39	30,5
S-C Smeloff- -Cutter (kulkowa)	de Pz	PZ-teflon + dakron E-silikon K-tytan	29	19,1	0,66	43	32,1
L-K Lillehei- -Kaster (płytkowa- -uchylna)	d pz das	PZ-teflon E-grafit pyro- lityczny K-tytan	29	22	0,76	58	22,9
B-S Björk- -Shiley (płytkowa- -uchylna)	dpz-	PZ-teflon E-grafit pyro- lityczny K-stellit	30	24	0,80	64	20,4
L Leaflet (platkowe)	de de	PZ-delrin E-guma sili konowa	30	27	0,90	85	20
Bi-L Bi-Leaflet St.Jude.Med. (dwuplatkowe)	Ø	PZ E pyrolityczny	29	24	0.83	68	11,7

PZ - pierścień zewnętrzny, E - element otwierający, K - klatka

Spośród wielu przytoczymy te wyniki, które uważamy za znaczące w modelowaniu przepływu przez sztuczne zastawki serca. W szczególności:

(1) Vigger i inni [58] w 1967 r. przeprowadzili badania współczynnika strat K na urządzeniu z pulsacyjnym przepływem roztworu 35% gliceryny z wodą. W wyniku badań określono Δp w funkcji prędkości przepływu. Uzyskane wyniki wskazują, że przepływ ma charakter turbulentny, a współczynnik K osiąga minimalną wartość dla odchylenia kulki o pół średnicy.

(2) Pettifor i Mockros [40] w 1970 r. prowadzili badania sztucznych zastawek serca dla przepływu ustalonego. Wyrażając natężenie przepływu Q jako:

$$Q = CA \sqrt{\frac{2\Delta p}{\rho}}$$

gdzie A - przekrój, ρ - gęstość, Δp - spadek ciśnienia, określali współczynnik zastawki C jako funkcje liczby Reynoldsa dla różnych stosunków średnic otworu (orifice - to - downstream ratio). Dla pulsacyjnego przepływu określili spadki ciśnień Ap, ciśnienia skurczowe i rozkurczowe, a także straty ciśnień. Badania prowadzono dla 7 typów zastawek.

(3) Westerhof i inni [61] w 1971 r. wychodząc z analizy impedancji układu proponują zastosować do badań równoważny hydrodynamicznie model elektryczny. Porównując wyniki z modelu elektrycznego i hydraulicznego dla arterii płucnej wykazuj^N pełną użyteczność modelowania analogowego.

(4) Minamitani i inni [33] w 1976 r. dla oceny sprawności i funkcji sztucznego serca, sztucznych zastawek i innych protez w systemie krążenia skonstruowali model układu krążenia do badania przepływu strumienia przez serce z uwzględnieniem własności obszarowego serca. Porównując hydrauliczny układ imitujący system krążenia z elektrycznym modelem analogowym, badali obciążenia sztucznych zastawek serca poprzez impedancję wejściową. Na podstawie równoważnego modelu analogowego autorzy uzyskali równania różniczkowe i program na maszynę analogową. W wyniku symulacji procesu przepływu strumienia wyznaczono wykresy spadku ciśnienia i gęstość widmową impedancji. Taki sposób modelowania umożliwiał im prowadzenie optymalizacji dla różnych kryteriów.

(5) Wright i Brown [68] w 1977 r. dokonali pomiarów średniego spadku ciśnienia dla pulsacyjnego przepływu przez sztuczne zastawki serca, by jednocześnie dokonać analizy na modelu analogowym. Do pomiaru ciśnień użyto różnicowych czujników, co okazało się prostsze niż propozycja Swansona i Clarka [53].

(6) Stein i Sabbak [51] w 1976 r. dokonali pomiaru prędkości we wstępującej aorcie u człowieka z normalną zastawką, chorą zastawką i sztuczną zastawką przy użyciu sondy anemometrycznej (hot-filru). Profile prędkości in vitro w bliskim sąsiedztwie sztucznych

and Const. Standard and

zastawek aortycznych mierzono w warunkach stałego strumienia przy użyciu anemometru laserowego Dopplera.

(7) Weiting [60] w 1969 r. określił profile prędkości przy pulsującym strumieniu przepływającym przez zastawki za pomocą technik fotograficznych.

(8) Gentle [17] w 1977 r. badał spadek ciśnienia przy ustalonym strumieniu płynu dla różnych 4 typów zastawek. W ten sposób określił charakterystyki zastawek w postaci krzywych $\Delta p = f(Q)$. Na podstawie tych krzywych odniesionych do przepływu przez idealną kryzę wykazał, że kulkowa zastawka Starr-Edwardsa (Starr-Edwardsball) ma największą sprawność porównawczą. Ponadto wykazał istnienie teoretycznej granicy spadku ciśnienia, na jaki możemy sobie pozwolić dla danego rozmiaru kryzy i prędkości strumienia płynu, a także sprawdzić, jak blisko tej granicy znajdują się spadki ciśnienia w istniejących zastawkach.

(9) Figiola i Mueller [13] w 1977 r. przeprowadzili na specjalnym symulatorze badania ustalonego, osiowo-symetrycznego przepływu krwi przez cztery różne sztuczne zastawki serca. Rezultatem tych badań były wykresy chwilowych linii prądu dla całkowicie otwartych sztucznych zastawek serca, na podstawie których opisano strefy znacznych naprężeń stycznych, wysokich turbulencji i separacji (rys.3).

(9) Minamitani i inni [34,35] w 1978 r. skonstruowali hydrauliczny model analogowy układu krążenia do oceny przepływu krwi oraz widma impedancji. Wielkości te optymalizowano dla przyjętych pięciu kryteriów. Zewnętrzną pracę serca wyrażono w postaci pracy przedstawionej szeregiem Fouriera.

(10) Hung i inni [23] w 1978 r. dokonali hydrodynamicznej analizy przepływu strumienia przez zastawki określając zależności między pulsacją strumienia, ruchem protez oraz spadkiem ciśnienia. Specjalną uwagę poświęcono spadkowi względnemu oraz rejestrowi ciśnienia w funkcji natężenia przepływu aortycznego. Uogólniając współczynnik oporu wprowadzony przez Pettifora i Mockrosa [40] wprowadzili pojęcie współczynnika rozładowania C₂ jako:

$$C_{a}(t) = \frac{Q_{a}(t)}{A\sqrt{\frac{2\Delta p_{a}(t)}{\varrho}}}$$

Analizując drgania spadku ciśnienia Δp_a wykazano że są one związane z drganiami protezy (kulki zastawki).

Stwierdzono, że model aorty powinien być podatny i wtedy można obniżyć efekt oscylacji.



Rys.3. Chwilowe linie prądu przy całkowicie otwartych sztucznych zastawek serca dla osiowo symetrycznej postaci komory aortycznej [13]

Fig.3.Instantaneous streamline patterns for fully open prosthetic heart valves in the axisymetric aortic-shaped chamber [13]

Celem porównania charakterystyk dynamicznych zastawek serca wyznaczonych w różnych symulatorach pulsu wprowadzono zredukowany współczynnik rozładowania (modified mean discharge coefficient) jako:

$$C_{\rm r} = C_{\rm a} \left(\frac{L}{d}\right)^{\frac{1}{2}}$$

(11) Yoganathan i inni [69] w 1979 r. wykonali aparaturę do symulacji przepływu krwi przez zastawkę. Przeprowadzili badania spadków ciśnienia dla dwóch rodzajów cieczy. Wykazali niezależność spadków ciśnienia od lepkości cieczy. Okazuje się, że można mając dane spadki ciśnienia przewidzieć, dla strumienia ustalonego, spadki ciśnienia dla strumienia pulsującego z dokładnością do 1%.

J. Wojnarowski

Badania prowadzono dla 10 typów zastawek, zaś pomiarów ciśnienia dokonywano w 6 różnych interesujących punktach. Natężenie przepływu Q zmieniano od 83 do 423 cm³/sek. Sporządzone charakterystyki $\Delta p = CQ^2$ pozwalają ocenić współczynnik oporu C zastawki aortycznej. Ponadto określono spadek ciśnienia na zastawce w funkcji średniego pierwiastka kwadratowego natężenia przepływu:

$$\Delta p = f(\sqrt{q^2})$$

Wyniki pomiaru szczytowego spadku ciśnienia skurczowego wykazują, że szczytowe ciśnienie Δp_{peak} jest spowodowane głównie oddziaływaniem wewnętrznym i nie uczestniczy w średnim spadku energii spowodowanym użyciem zastawki. Wynikają stąd wątpliwości co do fizycznego sensu pomiaru szczytowego ciśnienia Δp na zastawce, tak jak niewątpliwie ważny jest pomiar średniego spadku ciśnienia w czasie skurczu.

(12) Yoganathan i inni [70] w 1979 r. dokonali pomiarów in vitro rozkładu prędkości w sąsiedztwie zastawek aortycznych przy stałych prędkościach strumienia od 167 cm³/sek do 417 cm³/sek przy użyciu anemometrów laserowych. Obliczono także naprężenia panujące na ściankach, które wyniosły 10³ dyn/cm² w sąsiedztwie badanych protez.

Wielkość naprężeń jest taka, że może zniszczyć śródbłonkową wyściółkę wstępującej aorty oraz elementy krwi. Zmierzone poziomy maksymalnego natężenia turbulencji wyniosły 25-50% i zmniejszały się one na odcinku 120 mm wzdłuż strumienia od zastawki do 15-20%.

Natężenia turbulentne w tym zakresie mogą zniszczyć czerwone ciałka krwi oraz płytki, co może prowadzić do zakrzepów. W strumieniu pulsującym, gdzie występuje faza przyspieszenia, naprężenia te mogą być większe. Badania prowadzono na pięciu sztucznych zastawkach serca i wszystkie były testowane w pozycji aortycznej.

Według autorów najbardziej oczekiwaną przez chirurgów informacją jest rozkład prędkości. Dla swoich pomiarów stosowali aparat strumieniowy z pompą odśrodkową zanurzoną w naczyniu zawierającym ciecz używaną w doświadczeniu. Dzięki zastosowaniu komory wejściowej zlikwidowano zaburzeniowy efekt na wejściu. Dalsze elementy to kanał strumieniowy, urządzenie śledzące i zastawka igłowa. Na podstawie zmierzonej prędkości w środku kanału u maksymalne naprężenie określono ze wzoru:

 $\tau_{xx/max} = C_1 \phi u_0^2,$

gdzie $C_1 = 0,0165 - 0,025$.

Dla śladu aerodynamicznego poza sferą maksymalnej turbulencji naprężenie ścinające określono na podstawie relacji:

$$u_{x/max} = 0.272 \ \varphi \ u_0^4$$

Przedstawione w tej pracy profile prędkości wykazują tak zwane strefy zastoju i inne anomalia jak prędkości ujemne u szczytu klatki zastawki.

(13) Reul i Talukder [44,45] w latach 1975-78 przedstawili koncepcje analogowego modelu hydraulicznego do badania aortycznej i mitralnej zastawki serca. Jest to najbardziej złożony układ, a dzięki zastosowaniu komory w postaci elastycznego worka i zamkniętego obiegu cieczy (woda + 36% gliceryna) cały system daje pełną analogię przepływu krwi przez zastawki. Szczegółowy opis stanowiska (rys.4) podano w [44].

W czasie badań dokonywano pomiaru spadków ciśnień i wizualizacji przepływu w funkcji liczby Reynoldsa do wartości Re = 5700. Niezależnie od prac eksperymentalnych podejmowano prace teoretycznie bazujące na równaniach Naviera-Stokesa, przy zastosowaniu symulacji komputerowej.

W pracach (14) C.S.Peskina i McQueena [39] opublikowanych w 1980 r. oraz D.McQueena i innych [32] wydanej w 1982 r. w wyniku symulacji komputerowej lewej komory serca uzyskano linie prądu pola ciśnień i prędkości przepływu w funkcji czasu.

(15) Underwood i Mueller [56, 57] w latach 1977-79 dokonali analizy numerycznej przepływu ustalonego strumienia przez sztuczną zastawkę sercową typu płytki w komorze o stałej średnicy. Geometrie sztucznej zastawki sercowej zamodelowano w postaci jednolitej siatki prostokątnej. W celu uproszczenia metod analizy przyjęto laminarny, osiowo-symetryczny strumień jednorodnego płynu newtonowskiego o stałej lepkości. Opisano go równaniami Naviera-Stokesa i równaniem ciągłości, sprowadzając ją do bezwymiarowej postaci we współrzędnych wirowości i funkcji prądu. Na podstawie analizy numerycznej uzyskano dane liczbowe dotyczące rozdziału naprężeń stycznych i normalnych na ścianie naczynia, za zastawką w funkcji liczby Reynoldsa. Wyniki są użyteczne przy ocenie procesu arteriosklerozy u pacjenta ze sztuczną zastawką.

Wykazano istnienie cyrkulacji zwrotnej w pobliżu protezy w jej cieniu hydraulicznym, gdzie krew pozostaje w kontakcie z obcą powierzchnią. Dla dużej liczby Re stwierdzono w przepływie obszar rozdzielenia wzdłuż naczynia krwionośnego, gdzie mogą być uwolnione zakrzepy. Możliwość potęgowania ich powstawania jest większa. Analiza numeryczna może być użyta do wykazania istnienia potencjalnie niebezpiecznych punktów w różnych typach konstrukcji. Zastosowana technika cyfrowa może być zastosowana do badania wpływu geometrii płytki sztucznej zastawki sercowej, to znaczy wpływu jej wymiaru i kształtu na rozszerzanie się i rozdzielanie strumienia, a także do oceny pola naprężeń stycznych i normalnych.

Podsumowując ten przegląd, trzeba podkreślić, że większość badaczy woli bezpośrednie pomiary parametrów, gdy tylko to jest możliwe [22, 31, 36, 37, 38, 47, 49]. Coraz jednak więcej z nich podejmuje próby pośredniego oszacowania charakterystyk przepływu przez sztuczne zastawki bądź to na drodze analogowego modelowania [13, 34, 35, 41], bądź drogą złożonych algorytmów komputerowych [3, 4, 8, 30, 39, 50], albo też przez badania porównawcze [21, 45].



Rys.4. Analog hydrauliczny z zamkniętym obiegiem:

 Zastawka aortyczna typu listkowego, 2. elastyczna podstawa aorty, 3. elektromagnetyczna sonda, 4. opór charakterystyczny, 5. wyrównawcza podatna komora, 6. opór obwodowy, 7. mechanizm nastawczy dła oporu6, 8. zbiornik cieczy, 9. zawór zastawczy, 10. zbiornik przedsionkowy, 11. sprężysty lewy przedsionek, 12. mitralna zastawka typu dysku przechylnego, 13. komora w postaci elastycznego worka, 14. sztywna obudowa z pleksiglasu, 15. napęd elektrohydrauliczny, 15a. tłok niskiego ciśnienia, 15b. tłok wysokiego ciśnienia, 15c. serwozawór[44]

Fig.4. Hydraulic analog of the systemic circulation:

1. Aortic leaflet - type valve, 2. elastic aortic root, 3. electromagnetic flow probe, 4. characteristic resistance, 5. adjustable compliance chamber, 6. peripheral resistance, 7. adjusting mechanism for item 6, 8. fluid reservoir, 9. adjusting shrottle, 10. astrial reservoir, 11. elastic left atrium, 12. mitral tilting disc type valve, 13. elastic ventricular sac, 14. rigid Plexiglas housing, 15. electrohydraulicdrive unit, 15a. low pressure piston, 15b high pressure piston, 15c. electromagnetic servovalve[44]

3. O MATEMATYCZNYM MODELOWANIU PRZEPŁYWU KRWI PRZEZ SZTUCZNĄ ZASTAWKĘ AORTYCZNĄ

Wraz ze wzrostem liczby wykonywanych operacji wszczepienia sztucznych zastawek aortycznych wynika potrzeba prowadzenia dalszych badań nad modelowaniem przepływu krwi przez sztuczną zastawkę serca. [9, 12, 14, 47]. Jest to konieczne z uwagi na wyjaśnienie procesów zachodzących w czasie funkcjonowania sztucznej zastawki, a także ze względu na zwiększone wymagania w zakresie eliminowania hemolizy poprzez minimalizację efektu młotka i kowadła [11, 48]. Inne ważne wymagania to minimalizacja zużycia, trwałość i niezawodność. Należy wspomnieć również o tworzeniu się za zastawką strumienia zwrotnego, którego minimalna wartość wpływa na eliminowanie strefy zastoju za zastawką. Z uwagi na to, że w dalszym ciągu istnieją trudności związane z brakiem możliwości wykonywaniem badań "in vivo", rozwijane są badania bazujące na modelach matematycznych [53].

Modelując przepływ krwi przez łuk aorty musimy zachować kryteria podobieństwa. W rozważanym przypadku, aby zapewnić podobieństwo przepływu w modelowanym łuku aorty, należy zachować równość następujących trzech bezwymiarowych parametrów [46]:

1. Liczbę Reynoldsa:

$$Re = \frac{4Q}{\pi D v} ,$$

gdzie: Q - objętościowe natężenie przepływu,

D – średnica rozważanego odcinka aorty,

u – kinematyczny współczynnik lepkości.

2. Parametr częstości (Womersleya)¹⁾:

$$\alpha = D \frac{\sqrt{\omega/\gamma}}{2}$$

gdzie: ω jest częstością bicia serca.

3. Parametr amplitudy:

$$\lambda = \frac{(Q_{\max} - Q_{\min})}{Q}$$

gdzie: Q_{max} i Q_{min} określają maksymalne i minimalne natężenia przepływu na włocie do łuku aorty.

 $^{(1)}\alpha^2$ = Re Str, gdzie Str jest liczbą Strouhala (jednoczesności) [45,55].

W rozważaniach przyjmuje się model układu krwionośnego złożony z fragmentu lewej komory serca bezpośrednio przylegającej do sztucznej zastawki aortycznej w postaci płytkowej oraz cylindrycznej aorty wstępującej. W modelu takim (rys.5) przyjmuje się następujące uproszczenia:

1) ściany aorty i komory traktowane są jako sztywne,

2) nie uwzględnia się wymiarów lewej komory serca,

3) zakłada się przepływ jako osiowo symetryczny (dwuwymiarowy),

4) krew traktowana jest jako płyn newtonowski,

5) przepływ krwi przez sztuczną zastawkę traktowany jest jako quasi-laminarny.



Rys.5. Geometryczne parameters (a) i model obliczeniowy (b) podstawy aorty z zastawką płytkową Fig.5. Geometry parameters (a) and the computation model of the root aorta with disc valve

Najbardziej kontrowersyjne jest założenie laminarności przepływu, co przy dość dużym zaburzeniu wprowadzonym przez sztuczną zastawkę do układu może wpływać na wątpliwość rezultatów w jej sąsiedztwie. Założenie to należy rozpatrywać łącznie z założeniem o sztywności ścianek. W układzie rzeczywistym ścianki są odkształcalne, co wpływa łagodząco na turbulencję przepływu za zastawką. Ponadto krew w naczyniach elastycznych posiada właściwości eliminowania turbulencji. Wiadomo, że podstawowym czynnikiem sterującym pracą zastawki jest różnica ciśnień między lewą komorą serca a aortą wstępującą. Pod wpływem wzrostu ciśnienia w aorcie wstępującej tworzą się za zastawką zawirowania, które przemieszczając się do zatoki, sterują ruchem płatków zastawki (rys.6). Warto przypomnieć, że Leonardo da Vinci (1513 r.) był pierwszym, który zauważył, że formacje wirowe w zatoce aorty spełniają funkcję sterującą w zamykaniu zastawki aortycznej.



Rys.6. Sterująca funkcja wirów w zamykaniu zastawki aortycznej Fig.6. A controlling function of the vortices in aortic valve closure

Dlatego ważną cechą charakterystyczną każdej protetycznej zastawki serca jest związek pomiędzy gradientem ciśnienia występującym wewnątrz zastawki a strumieniem krwi przepływającym przez nią.

3.1. MATEMATYCZNY MODEL I PODSTAWOWE RÓWNANIA PRZEPŁYWU

Przy podanych założeniach opis przepływu płaskiego za pomocą równań Naviera-Stokesa [55] można sprowadzić do postaci bezwymiarowej:

$$V_x \frac{\delta V_x}{\delta x} + V_y \frac{\delta V_x}{\delta y} + \frac{\delta p}{\delta x} - \frac{1}{Re} \left(\frac{\delta^2 V_x}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 V_x}{\delta y^2} \right) = 0 ,$$
$$V_x \frac{\delta V_y}{\delta x} + V_y \frac{\delta V_y}{\delta y} + \frac{\delta p}{\delta x} - \frac{1}{Re} \left(\frac{\delta^2 V_y}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 V_y}{\delta y^2} \right) = 0 ,$$

przy uwzględnieniu warunku ciągłości:

$$\frac{\delta V_x}{\delta x} + \frac{\delta V_y}{\delta y} = 0 ,$$

gdzie zastosowano następujące oznaczenia:

 $V_x = V'_x/D$, $V_y = V'_y/D$, $p = p'/(\varphi u^2)$, x = x'/D, y = y'/D.

u - średnia prędkość w modelu rurowym fragmentu aorty (rys.5b),

D - średnica przewodu,

v - współczynnik lepkości kinematycznej,

Re = (uD)/v - liczba Reynoldsa.

Do rozwiązania tych równań należy ustalić warunki brzegowe. W najprostszym przypadku można przyjąć:

1) paraboliczne pole prędkości przed zastawką,

2) zerową wartość składowej poprzecznej prędkości wzdłuż osi przewodu,

3) brak poślizgu na ściankach oraz brzegach zastawki

4) przepływ ustalony w pewnej odległości za zastawką (np. w odległości 4 cm).

3.2. RÓWNANIE TRANSPORTU MASY

Przy założeniu o osiowo-symetrycznym przepływie wygodniej stosować model matematyczny we współrzędnych walcowych r, y, z (rys. 5b). W takim układzie równania Naviera-Stokesa i równanie ciągłości przyjmują postać [55, 56]:

$$\frac{\delta V_z}{\delta t} + V_x \frac{\delta V_z}{\delta x} + V_x \frac{\delta V_x}{\delta z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\delta P}{\delta z} + \nu \left[\frac{\delta^2 V_x}{\delta r^2} + \frac{\delta^2 V_x}{\delta z^2} + \frac{1}{r} \frac{\delta V_x}{\delta r} \right]$$

$$\frac{\delta V_z}{\delta t} + V_x \frac{\delta V_x}{\delta r} + V_z \frac{\delta V_x}{\delta z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\delta P}{\delta r} + \nu \left[\frac{\delta^2 V_x}{\delta r^2} + \frac{\delta^2 V_x}{\delta z^2} + \frac{1}{r} \frac{\delta V_x}{\delta r} - \frac{V_x}{r^2} \right]$$

 $\frac{1}{r}\frac{\delta(rV_r)}{\delta r} + \frac{\delta V_r}{\delta z} = 0$

Wprowadzając funkcje wirowości

$$\xi = \omega_{\theta} = \frac{\delta V_x}{\delta z} - \frac{\delta V_x}{\delta z}$$

oraz wyrażając składowe prędkości poprzez funkcję prądu j, czyli:

$$V_x = -\frac{1}{r} \frac{\delta \psi}{\delta z}, \quad V_x = \frac{1}{r} \frac{\delta \psi}{\delta r}$$

możemy równania Naviera-Stokesa przekształcić do bezwymiarowej postaci równania transportu masy oraz funkcji wirowości x w zależności od funkcji prądu, czyli:

$$\frac{\delta\xi}{\delta t} + \frac{\delta(V_x\xi)}{\delta r} + \frac{\delta(V_x\xi)}{\delta z} = \frac{1}{Re} \left[\frac{\delta^2\xi}{\delta r^2} + \frac{\delta^2\xi}{\delta z^2} - \frac{1}{r} \frac{\delta\xi}{\delta r} - \frac{\xi}{r_2} \right]$$
$$\xi = -\frac{1}{r} \left[\frac{\delta^2\psi}{\delta z^2} + \frac{\delta^2\psi}{\delta r^2} - \frac{1}{r} \frac{\delta\psi}{\delta r} \right],$$

gdzie: Re = RVo/v.

Otrzymany układ równań różniczkowych jest nieliniowy. Może być podstawą do analizy numerycznej za pomocą wybranej metody aproksymacyjnej, np. metody różnic skończonych [56, 57]. W przypadku wyznaczenia składowych prędkości możemy określić składowe tensora naprężeń, a mianowicie:

- promieniowe

$$\tau_{rr} = - \frac{2\rho V_0^2}{Re} \left(\frac{\delta V_r}{\delta r} \right) \,.$$

- obwodowe

$$\tau_{00} = -\frac{2\rho V_0^2}{Re} \left(\frac{V_x}{r}\right)$$

- osiowe

$$\mathbf{r}_{zz} = -\frac{2\rho V_0^2}{Re} \left(\frac{\delta V_z}{\delta z}\right) \,,$$

- styczne

$$\tau_{zz} = \tau_{zz} = -\frac{\rho V_0^2}{Re} \left(\frac{\delta V_z}{\delta z} + \frac{\delta V_z}{\delta z} \right)$$

Szczegółowe obliczenia funkcji prądu, wirowości i pola naprężeń, a także porównanie z danymi eksperymentalnymi można znaleźć w pracy [56].

Inny sposób analizy przepływu przez sztuczne zastawki serca można znaleźć w pracy [30]. Autorzy stosując metodę Lagrange'a analizują stratę energii jako efekt lokalnej asymetrii i linii prądu.

www.actude.ec.www.ep. Fut

4. ZASTOSOWANIE GRAFÓW W BADANIU PRZEPŁYWU KRWI PRZEZ SZTUCZNE ZASTAWKI SERCA

Złożoność zjawisk zachodzących w układzie krążenia powoduje znaczne trudności w kompleksowym modelowaniu tego systemu. Dlatego wielu badaczy skupia uwagę na wydzielonym podsystemie układu sercowo-naczyniowego, obejmującym obieg krwi od lewej komory do rozpływu w łuku aorty [2,10,66]. W przypadku modelowania przepływu krwi przez sztuczne zastawki, jak już wykazaliśmy, najważniejszym parametrem jest spadek ciśnienia, który winien być zbliżony do spadku ciśnienia na zastawce naturalnej. Dlatego w proponowanym modelu jako zmienne przyjmiemy spadki ciśnienia Dpi na poszczególnych odcinkach l_i modelowanego podsystemu krążenia i natężenia przepływu krwi Qi. Przyjmując model podsystemu krążenia obejmujący lewą komorę serca, sztuczną zastawkę i łuk aorty (rys.7), wyznaczono schemat blokowy tego modelu (rys.8). Stosując metodę grafów biegunowych [62, 63] konstruujemy graf obciążony (rys.9), dla którego równania biegunowe przyjmują postać:

- dla gałęzi od 2-12

$$Q_i = \frac{\Delta p}{R_i}, \quad i=2,\ldots,12;$$

- dla odcinka modelującego zastawkę

$$Q_0^2 = \frac{(p_k - p_a)}{R_x}$$

gdzie:

R, - opór zastawki,

p_k - ciśnienie lewej komory serca,

 p_{α} - ciśnienie aortyczne za zastawką.

Opory R_i przepływu dla poszczególnych odcinków o długości l_i i promieniu r_i można wyznaczyć ze wzoru Poiseuille zgodnie z relacją:

$$R_j = \frac{8 \upsilon l_j}{\pi r_j^4}$$

gdzie v - lepkość kinematyczna krwi; do obliczeń można przyjąć v = 3,5 10^{-6} m²/s.

Zauważmy, że jedna z gałęzi grafu ma nieliniową wagę (R_z) , co w konsekwencji prowadzi do nieliniowego rozpływu zmiennych. Konsekwencją jest to, że analiza numeryczna wymaga wyodrębnienia drzewa grafu (na rys. 8 pogrubione gałęzie grafu) tak, aby nieliniowe składowe przyporządkowane były gałęziom drzewa. Wynika to stąd, że nieliniowe wagi są funkcjami niezależnymi zmiennych biegunowych i wchodzą w macierz współczynników biegunowych [64].



Rys.7.Model luku aorty ze sztuczną zastawką serca Fig.7. The model of the asceuding aorta with an astificial heart valve



Rys.8. Schemat blokowy modelu z rys.7 Fig.8. The block scheme of the model with Fig.7



- Rys.9. Zorientowany graf modelu łuku aorty ze sztuczną zastawką: krawędzie pogrubione oznaczają drzewo grafu
- Fig.9. The directed graph of the model aortic arch with artificial valve: Thicken branches represents the tree of the graph

Konstruując macierz oporności $Z = {}_{2}B R_{2} B^{T}$ i przyjmując wartość oporności zastawki z określonego przedziału, można prowadzić symulację numeryczną dla różnych stanów niedrożności odcinków węzła tętniczego [65]. Dalsze rozwinięcie metody sieciowej może bazować na transformacji grafu biegunowego w graf przepływu informacji [63], aż do sporządzenia modelu analogowego. Wykracza to jednak poza ramy tego opracowania.

5. KONKLUZJA

Badania przepływu krwi przez sztuczne zastawki serca są wciąż aktualnym zagadnieniem. Wydaje się jednak, że wobec faktu złożoności modeli biologicznych i z uwagi na to, że ich struktura hierarchiczna staje się coraz ważniejsza, w przyszłości badania te nie mogą się ograniczać do modelowania tylko jednego stopnia hierarchii. Jeśli bowiem mamy wiele układów biologicznych drgających, a model nasz nie opisuje tych zjawisk, wtedy przyjęte struktury biosystemu siłą faktu powinny być poddane identyfikacji, a to pociąga za sobą prowadzenie odpowiednich badań. Jednakże pragnienie objęcia szerszego zakresu parametrów nie może być zaspokojone po prostu z uwagi na zwiększenie rozmiaru symulacji, ponieważ wtedy zbliżamy się do granic ich informacji.

Chciałbym na zakończenie nadmienić, że zamierzeniem tego artykułu jest również próba stworzenia pomostu między lekarzami a inżynierami, a nawet dyplomantami zainteresowanymi zagadnieniami związanymi ze sztucznymi zastawkami serca.

PODZIĘKOWANIE

Pragnę w tym miejscu wyrazić serdeczne podziękowanie Panu Dr. Czesławowi M. Rodkiewiczowi, Profesorowi Uniwersytetu Alberta w Edmonton, za zainteresowanie mnie tą problematyką i udostępnienie wielu źródłowych prac w czasie mego pobytu w Kanadzie w charakterze visiting professor.

LITERATURA

- Aberg B., Jonasson R. [1980]: Central Haemodynamics at Restand During Exercises Before and After Continued Aortic and Mitral Valve Replacemment with the Bjork-Shiley Tilting Disc Valve Prosthesis Scand of J. Thor.Cardiovasc.Sung. Vol. 14, (1980), 22-32
- [2] Auslander D. M., Lobdel T. E., Chong D. [1972]: A large-skale model of the human cardiovascular system and it's application to ballistocardiography [in] Bond Graph Modelling for Eugineering Systems, ASME, New York 1972.
- [3] Bekey G. A., Beneken G. A. [1978]: Identifications of Biological Systems: A Survey. Automatica, Vol. 14, No. 1, 41-47, Deryoruou Press Great Britain.
- [4] Bjork V. O. [1977]: The History of The Bjork-Shiley Tilting Disc Valve. Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April (1977), 80-81.
- [5] Byrne J. P., Behrendt D. M., Kirsh M. N., Orringer M. B. [1977], Replacement of Heart Valves by Prosthetic Devices. Patholiology Annual, Vol. 7, (1977), 83-101 (Historical Review).
- [6] Carpentier A.[1977]: From Valvular Xemograft to Valvular Bioprosthesis (1965-1977), Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April (1977).
- [7] Casu C., Fumero R., Montenecchi F. [1977]: Prosthetic Heart Valves, Cardiovascular Flow Dynamic, edited by Hwang N. H. C. and Normann, N. A. University Park Press Baltimore, 1977.
- [8] Czogała E., Wojnarowski J. [1981]: Próba wielokryterialnego wyboru sztucznej zastawki, PAN Inst. Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, Komitet Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej, V Krajowa Konferencja Naukowo-Szkoleniowa, Streszczenie ref. Warszawa 30.III-1.IV.1981 s.177-179.
- [9] Davey T. B., Smeloff E. A. [1977]: Development of a Cardiac Valve Substitute: The Smeloff-cutter Prosthesis. Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April (1977), 95-97.
- [10] Defares J. G., Osborne T. T., Hiroshi H. [1963]: Theoretical Synthesis of Cardiovascular System, 1963.
- [11] Edwards W. S. [1977]: Aortic Valve Replacement With a Subcoronary Ball Valve-Early Experiments, Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April (1977), 77-79.
- [12] Emery R. W., Anderson R. W., Lindsay W. G., Jorgensen C. R., Wang Y and Nicoloff D. M. [1979]: Clinical And Hemodynamic Results with the St. Jude Medical Aortic Valve Prosthesis. Surgical Forum, (1979), 235-238.
- [13] Figliola R. S., Mueller T. J. [1977]: Fluid Stresses in the Vicinity of Disk, Ball and Tilting disk Prosthetic Heart Valves From in-Vitro Measurements Journal of Biomechanical Engineering Nov. 1977, Vol. 99, 173-177.
- [14] Frank G., Tyers O., Williams E. H., Pierce, W.S., Waldhansen, J.A., [1977]: Present Status of Cardiac Valve Replacement. Current Problem in Surgery Vol. 14 (1977), 1-78.
- [15] Funk Y. C. [1976]: Biomechanics, Theoretical and Applied Mechanics, W.T. Koiter, ed, North-Holland, 1976, 7-31.
- [16] Gentle C. R. [1977]: A Theoretical Limite to Flow Design in Heart Valve Prostheses. J. Med. Eng. Technol. Vol. 1, No. 3, May (1977), 161-163.

182

- [17] Gentle C. R. [1977]: A limite to Hydraulic Design of Heart Valve Prostheses. Engineering in Medicine, Vol. 6, No. 1, (1977), 17-21.
- [18] Gibeau, Dennis, Love, Gordon, Parson, Rick, Scott, Kelly, Supervisor: C.M. Rodkiewicz [1981]: Performance of Artificial Aortic Valves. An abstract in partial fulfillment of the course Mec. E. 561, 1981.
- [19] Hancock W. D. [1977]: The Porcine Heart Valve Prosthesis. Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April (1977), 102-103.
- [20] Harken D. E. [1977]: Prosthetic Heart Valves: Perfection May be the Enemy of Good, Medical Instrumentation, (1977), 20-21.
- [21] Heiliger R., Geks J., Mittermayer C.: Results of a Comparative in Vitro Study of Duromedics and Bjork-Shiley Monostrut Mitral Heart Valve Prostheses, J. Biomed. Eng. Vol. 9, April (1978), 128-133.
- [22] Herremau F., Ameur A. and deVernejoul, ., Bounzeiu J. H., Gueret, P., Deyeorges M. [1979]: Pre-and Postoperative Hemodynamic and Cineamgio-cardiographic Assessment of Left Veutricular Function in Patients with Aortic Reyurgitation. American Heart Journal (1979), 63-72.
- [23] Hung T. K., Schuessler G. B., Jaramillo R., Enerson D. M., Shih H. H., Borovetz, H. S. [1978]: Pressure-Flow Relationships and Dynamic Behaviour of Prosthetic Heart Valves. South African Mechanical Engineer, Vol. 28, April 1978, 100-107.
- [24] Hufnagel C. A. [1977]: Reflections on the Development of Valvular Prostheses. Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April (1977), 74-76.
- [25] Kenner, T. A. [1979]: Physical and Mathematical Modelling in Cardiovascular Systems (Chapter 2, 47-109) In: Quantitative Cardiovascular Studies. Clinical and Research Applications of Engineering Principles, edited: N. H. C. Hwang, Gross D. R., Patel J., University Park Press Baltimore 1979.
- [26] Klinger G., Nystrom S. O. [1978]: Haemodynamic Effects of Ethoriol Immediately After Aortic Valve Replacement. Scandenanian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. Scand. J. Thor, Cardiovasc. Surg. Vol. 12, (1978), 221-227.
- [27] Kot P. A., Rose J. C. [1979]: Blood Flow in the Aortic. In: The Aortic Edited by J. Lindsay, J. W. Hurst, Grune & Stratton (1979), 43-47.
- [28] Kot P. A., Rose J. C. [1979]: The Changing of the Propagated Pressure Wave (In: The Aorta, Edited by J. Lindsay, Jr. J. W. Hurst, Grune & Stratton (1979), 40-41.
- [29] Lee G., Grehl T. M., Joye J. A., Vaku R. F., Haster W., DeMani A. N. and Mason D. T. [1978]: Hemodynamic Assessment of the New Aortic Carpentier-Edwards Bioprosthesis. Catheterization and Cardiovascular Diagnosis, Vol. 4, (1978), 373-381.
- [30] Leefe S. E., Gentle C. R. [1987]: Theoretical Evaluation on Energy Loss Methods in the Analysis of Prosthetic Heart Valves, J. Biomed. Eng. Vol. 9, April (1987), 121-127.
- [31] Lillehei C. W. [1977]: Heart Valve Replacement with the Pivoting Disc Prosthesis: Appraisal of Results and Description of a New All-Carbon Model, Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April (1977), 85-94.
- [32] McQueen D. M., Peskin Ch. S. and Yellin E. L. [1982]: Fluid dynamics of the mitral valve: physiological aspects of a mathematical model, American Physiological Society, 1982, H1095-H1110.

- [33] Minamitani H., Reul H., Runge J., Tillmann W. [1976]: The Effects of the Compliance of an Artificial Aortic Root on the Aortic Pressure-Flow Patterns. Digest of the llth International Couf. On Medical and Biological Engineering (1976) Ottawa, 632-633.
- [34] Minamitani H., Reul H., Runge J. [1978]: Development of a Hydraulic Analog og the Human Circulatory System for Testing Artificial Hearts. (1. Parameter Optimization of the Hydraulic Model Elements) Keio Engineering Reports, Vol. 37, No. 4 (1978), Faculty of Engineering Keio University 26-42.
- [35] Minamitani H., Reul H., Rimge J. [1978]: Development of a Hydraulic Analog of the Human Circulatory System for Testing Artifical Hearts. (2. Design Construction and Testing of the Hydraulic System). KEIO Engineering Reports, Vol. 31, No. 5, (1978), Faculty of Engineering KEIO University, 43-63.
- [36] Murphy E. S., Kloster F. E. [1979]: Late Results of Valve Replacement Surgery (I) Clinical and Hemodynamic Results. Modern Concepts of Cardiovascular Disease, Vol. 48, No. 10 (1979), 53-58.
- [37] Murphy E. S., Kloster F. E. [1979]: Late Results of Valve Replacement Surgery.
 (II) Complications of Prosthetic Heart Valves. Modern Concepts of Cardiovascular Disease, Vol. 48, No. 10 (1979), 59-66.
- [38] Nitter-Hange S., Froysaker T., Enge J., Hall K. V. [1979]: Clinical and Hemodynamic Results After Combined Aortic and Mitral Valve Replacement with the Lillehei-Kaster Pivoting Disc Valve. American Heart Journal (1979), 599-607.
- [39] Peskin C. S., McQueen, [1980]: Modeling prosthetic heart valves for numerical analysis of blood in the heart. Journal Computut. Phys. V. 37 (1980), 113-132.
- [40] Pettifor A. H., Mockros L. F. [1970]: Hydrodynamic Characteristics of Prosthetic Aortic Valves. The Annals of Thoracis Surgery, Vol. 9, No. 2, Feb. (1970), 122-135.
- [41] Pomeroy R. K., Love J., Tarnay T. J., Advani S. H. [1971]: Use of Power Spectral Density Analysis for the Evaluation of Artificial Heart Valves. Journal Ass. Advan. Med. Justnum, Vol. 5, No. 4, July-Aug. (1971), 210-217.
- [42] Rainer W. G., Christopher R. A., Sadler T. R. Jr. [1977]: Some Comments On Heart Valve Testing and Other Observations. Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April, (1977), 104-106.
- [43] Rapaport E. [1975]: Natural History of Aortic And Nuitval Valve Disease. The American Journal of Cardiology, Vol. 35, February (1975), 221-227.
- [44] Reul H., Minamuitani H., Rmge J. [1975]: A Hydraulic Analog of the Systemic and Pulmonary Circulation for Testing Artificial Hearts. Proc. ESAO 2, (1975), 120.
- [45] Reul H., Talukder N. [1979]: Heart Valve Mechanics In: Quantitative Cardiovascular Studies. Clinical and Research Applications of Engineering Principles, Edited: H.N.C. Hwang, D.R. Gross, D.J. Patel, University Park Press Baltimore (1978), Chapter 12, 527-564.
- [46] Rodkiewicz Cz. M., Kalita W., Kennedy J. S., Pelot R.: On the Flow Field Distortions Dne to the Aortic Arch Twist, J. Biomechanics Vol. 18, No. 10, (1985), 781-787
- [47] Rubin J. W., Moore .V., Hillson R. F., Ellison R. G. [1977]: Thirteen Year Experience with Aortic Valve Replacement. American Jour. of Cardiology, Vol. 40, Sept. (1977), 345-354.

- [48] Sauvage L. R. [1977]: Prosthetic Valves 1977: A Setrosper Active Analysis and a Look to the Future. Med. Justr. Vol. 11, No. 2, March-April 1977, 107-109.
- [49] Skalak R. [1966]: Wave propagation in Blood Flow Biomechanics, ASME N.Y. 1966.
- [50] Snyder M. F., Rideout, V., Hillestord, R.J. [1968]: Computer Modelling of the Human Systemic Arterial Tree, J. Biomechanics, Vol. 1, 341-353. Pergamon Press 1968.
- [51] Stein P. D., Sabbah H. N. [1976]: Turbulent Blood Flow in the Ascending Aorta of Humans With Normal and Diseased Aortic Valves, Circulation Res. 39, 58-65.
- [52] St. Jude Medical Inc. [1982]: Physiciaris manual for pyralytic Carbon Bi-Leaflet Heart Valve, t.Paul, Minnesota. 1985, 1-23.
- [53] Swanson W. M., Clark R. E. [1976]: Testing of Prosthetic Heart Valves, ASME Dec. 5, (1976), 1-8.
- [54] Taylor D. E. M., Whamond J. S. [1977]: The Assessment of Haemodynamic Function of Diseased and Prosthetic Heart Valves in Patients. J. Med. Eng. Technol. Vol. 1, No. 2, March (1977), 81-85.
- [55] Troskolański A. T. [1967]: Hydromechanika, WNT, Warszawa 1967
- [56] Underwood F. N., Mueller T. J. [1977]: Numerical Study of the Steady Axisymmetric Flow Through a Disc-Type Prosthetic Heart Valve in a Constant Diameter Chamber. Journal of Biomechanical Engineering Trans ASME. Vol. 99, Ser. k. No. 2, May (1977), 91-97.
- [57] Underwood F. N., Mueller T. J. [1979]: Numerical Study of the Steady Axisymmetric Flow Through a Disc-Type Prosthetic Heart Valve in an Aortic-Shaped Chamber. Journal of Biomechanical Engineering Trans ASME, Vol. 101, No. 6, Nov.(1979), 198-203.
- [58] Vigger, R.F., Robel, S.B., Sauvage, L.R. [1967]: A Hydraulic Figureof-Merit for Heart Valve Prostheses, J. Biomed. Mater. Res. Vol. 1, (1967), 103-112.
- [59] Wang C. Y., Connenblick E. H. [1979]: Dynamic Pressure Distribution Inside a Spherical Ventricle. J. Biomechanics, Vol. 12, No. 1, (1979), 9-12.
- [60] Weiting D. W. [1969]: Dynamic Flow Characteristics of Heart Valves, Ph.D. Thesis, University of Texas, Austin, 1969.
- [61] Westerhof N., Elzinga G., Sipkema P. [1971]: An Aritficial Arterial System for Pumping Hearts, Journal of Applied Phychiology, Vol. 31, No. 5, Nov. (1971), 776-781.
- [62] Wojnarowski J. [1981]: Wprowadzenie do modelowania przepływu strumienia płynu przez sztuczne zastawki serca, The University of Alberta, Edmonton 1981, (rękopis)
- [63] Wojnarowski J. [1981]: Zastosowanie grafów w analizie drgań układów mechanicznych, PAN, komitet budowy maszyn, PWN Warszawa-Wrocław, 1981.
- [64] Wojnarowski J., Furmaniak A. [1984]: Sztuczna zastawka serca jako mechanizm, XI Ogólnopolska Konferencja TMM, Warszawa 1984, zbiór referatów, s. 105-110.
- [65] Wojnarowski J., Furmaniak A. [1985]: Modelowanie przepływu krwi przez sztuczną zastawkę aortyczną człowieka, XIV Sympozjon "Modelowanie w Mechanice", Gliwice - Szczyrk, 1985, zbiór referatów, t II, s. 127-133.
- [66] Wojnarowski J., Furmaniak-Dźwiarek, A. [1987]: A Mathematical Model of The Blood Flow through the Prosthetic Aortic Valve, 1st Conference on Mechanics, Praha 1987.

- [67] Wright J. T. M., Brown M. C. [1977]: A method for Measuring the Mean Pressure Gradient Across Prosthetic Heart Valves under in itso Pulsatile Flow Conditions. Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April, (1977), 110-113.
- [68] Wright J. T. M. [1977]: A Pulsatile Flow Study Comparing the Hancock Porcine Xenograft Aortic Valve Prostheses Models 243 and 250. Medical Instrumentation, Vol. 11, No. 2, March-April (1977), 114-117.
- [69] Yoganathan A. P., Corcoran, W.H., Harrison, E.C. [1979]: Pressure Drops Prosthetic Aortic Heart Valves Under Steady and Pulsatile Flow - in Vitro Measurements. J. Biomech, Vol. 12, No. 2 (1979), 153-164.
- [70] Yoganathan A. P., Corcoran W. H., Harrison E. C. [1979]: In Vitro Velocity Measurements in the Vincinity of Aortic Prosthesis (the mitral type Bjork-Shiley prosthesis was used). J. Biomech, Vol. 12, No. 2 (1979), 135-1
- [71] Zeeman E. C. [1977]: Catastrophe Theory, Selected Papers 1972-1977, Reading, Mass., 81-140.

MODELLING OF BLOOD RUNNING THROUGH ARTIFICIAL HEART VALVES

Abstract

The great progress has been made in heart surgery including artificial valve replacement for the last twenty years. September 2 1952 was the turning date, on that day the first successful operation on an open heart was performed at the Minnesota University. But it was 8 years later on March 10, 1960 when Harken succeeded in the first aorta ball valve implantation. It soon appeared that the evolution of blood flow through artificial heart valves was not only clinical but also biophysical and bioengineering problem.

The examination of hydrostatic and hydrodynamic characteristics of artificial heart valves is essential to state time constants of biomechanical systems and their parameters which describe the blood flow. The evaluation of the pressure distribution of the blood flow going through artificial heart valves, the elimination of the pressure drop, the research of field shear stress in the valve neighborhood needs studying of phenomena which are going on in biomechanical blood systems where artificial valves play the role of baffle plates. That is why, it is so important to develop new algebraic and numerical methods which will help to evaluate newly constructed artificial heart valves. In our researches we should concentrate on a flow form, resistance of flow, pressure drop, velocity distribution, shear stress field, noise, valvular insufficiency, weariness and wearing out. At last it is important to know how the flow pulsation influences valvular movement because blood elements can be destroyed by stress during the phase of acceleration in pulsing flow. All mentioned facts prove complexity of phenomena occurring in biomechanical circulation system which causes great difficulties in complex modelling of that system. The problem is still up-to-date. In the paper the author has also described the phases of evolution in modelling of biomechanical systems with artificial heart valves.

Recenzent: Prof. Zbigniew Religa

Wpłynęło do redakcji w styczniu 1992