

Zastosowanie skaningowego mikroskopu elektronowego daje stosunkowo prostą możliwość oglądania preparatów w różnych miejscach, pod różnymi kątami i przy różnych powiększeniach co pozwala na uzyskanie zdecydowanie większej ilości informacji mających wpływ na pełniejszą ocenę badanych materiałów. Niektóre z tych informacji mogą być niemożliwe do uzyskania innymi metodami.

Obserwacje w elektronowym mikroskopie skaningowym pozwalają ocenić zarówno głębokość jak i szerokość szczelin występujących między zębina a wypełnieniem a także ich przebiegu, ciągłości itp. Pomiarów można dokonywać na preparatach napylonych warstwą przewodzącą jak również bez tej warstwy. Brak warstwy przewodzącej powoduje jednak pewne trudności z dokonaniem dokładnego pomiaru.

Mikroskop skaningowy może być cennym narzędziem uzupełniającym inne badania materiałów stosowanych na wypełnienia wsteczne.

## DŁUGOTERMINOWE BADANIA ZMECZENIOWE SZTUCZNEJ ZASTAWKI SERCA POKRYTEJ WARSTWĄ NANOKRYSTALICZNEGO DIAMENTU

KRZYSZTOF JÓŹWIK, DARIUSZ WITKOWSKI, DAMIAN OBIDOWSKI

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

### Streszczenie

*Analizując pracę zastawki, szczególnie z punktu widzenia niezawodności działania, należy uwzględnić liczbę cykli pracy serca. Nawet w położeniu aortalnym różnica ciśnienia przy zamkniętej zastawce nie stanowi dużego jej obciążenia. Natomiast to obciążenie i ogromna liczba cykli pracy stwarza niebezpieczeństwo uszkodzenia protezy zastawki. W pracy przedstawiono model układu krążenia oraz stanowisko do badań zmęczeniowych zastawek.*

**Słowa kluczowe:** sztuczna zastawka serca, testy zmęczeniowe, przepływ pulsacyjny

### Wstęp

Sztuczna zastawka serca należy do grupy najbardziej odpowiedzialnych "części zamiennych" wszczepianych ludziom. Ze względu na trudne warunki pracy i ryzyko śmierci pacjenta w wyniku uszkodzenia zastawki lub jej nieprawidłowego działania stawiane są jej szczególnie wysokie

[10] Pawlicka H., Banaszek K., Klimek L., Olejniczak M.: "Apical leakage in root canals with gutta-percha using three different sealers." International Conference on Material Engineering - New Materials and Technology Applied in Automotive Industry and Biomaterials. Liberec 4-6 June 2001, p. 9, CD Paper 6.

[11] Banaszek K., Pawlicka H., Klimek L.: "Super EBA and Dyract AP materials as retrograde filings after apicectomy. Conference Materials of Conservative Dentistry Section of the Polish Dental Association "Achievements in Dentistry at the beginning of the XXI Century." Salmed 2001, Poznań, 5-6 April 2001.

## A LONG-TERM MECHANICAL FATIGUE EXAMINATION OF THE ARTIFICIAL HEART VALVE WITH AN NCD COATING

KRZYSZTOF JÓŹWIK, DARIUSZ WITKOWSKI, DAMIAN OBIDOWSKI

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

### Abstract

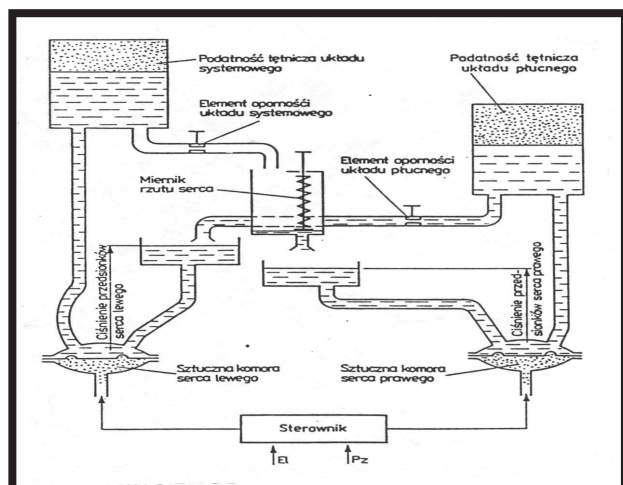
*Analysing heart valve operation, especially from the viewpoint of operational reliability, one has to take into account the number of cycles of heart operation. The pressure difference for closed heart valve is not a significant load, even for aortal position. However, this load and a huge number of operation cycles creates a danger of artificial heart valve damages. A model of human body cardiovascular system and a test rig for fatigue investigations have been presented.*

**Key words:** Artificial heart valve, fatigue test, pulse flow.

### Introduction

An artificial heart valve is one of the most responsible "spear parts" that are implanted into human body. Extremely high reliability and fatigue strength are demanded due to very difficult operation conditions and risk of death of the patient if break of operation or malfunction occurs. Experimental set-up used for valve investigations in such a way that it performs as many cycles per minute as possible has to be introduced to shorten time of mechanical fatigue tests. An assumption that artificial heart valve has to perform 100

wymagania odnośnie wytrzymałości zmęczeniowej i niezawodności. Celem stawianym stanowisku doświadczalnemu jest skrócenie czasu potrzebnego na wykonanie testów zmęczeniowych poprzez zwiększenie ilości cykli wykonywanych przez zastawkę w jednostce czasu. Zakłada się, że sztuczna zastawka serca będzie pracować nieprzerwanie przez 100 lat.



**RYS. 1. Schemat układu krwionośnego człowieka [3].**  
**FIG. 1. Scheme of physical model of human body cardiovascular system [3].**

## Opis doświadczenia

Ze względu na krańcowo wysokie ryzyko śmierci pacjenta sztuczna zastawka serca musi spełniać wysokie standardy biokompatybilności i odporności zmęczeniowej.

Badania długoterminowe mogą zostać skrócone dzięki pracy w trudniejszych od rzeczywistych warunkach oraz wykonywania większej ilości cykli w jednostce czasu niż ma to miejsce w ludzkim organizmie co ma wpływ na szybsze zużycie zastawki.

Badana zastawka poddana jest pracy w trybie 24 godzin na dobę 7 dni w tygodniu i poddawana jest badaniom z wykorzystaniem różnych metod badawczych w zaplanowanych odstępach czasu.

Układ krwionośny człowieka może zostać uproszczony według schematu zaprezentowanego na RYSUNKU 1. Głównymi elementami są rozdzielone przedsińki, komory kontrolowane przy pomocy sterownika oraz dwóch oporów odpowiadających obu obiegom krwi.

## Stanowisko badawcze [1],[2],[3],[4]

Model układu krwionośnego człowieka zaprezentowany na rysunku 1 może służyć do badań przepływowych w poszczególnych fragmentach systemu oraz pozwala na badania odkształceń naczyń.

W celu uproszczenia budowy stanowiska badawczego skonstruowano bardzo uproszczony model układu krwionośnego składającego się z rozdzielnych obiegów: lewego i prawego serca.

Prezentowany na schemacie układ składa się z dwóch niezależnych obiegów - obiegu płucnego i obiegu systemowego - wraz z oddzielnym lewym i prawym sercem. Krew

years of continuous operation is made.

## Examination procedure

Due to extremely high risk of patient death artificial heart valve has to fulfil very strict biocompatibility and failure strength standards. Long-term mechanical experiments may be shortened by increasing the number of cycles performed in time interval and by operation in more difficult conditions then in human body which cause faster fatigue of valve elements. An artificial heart valve is operating 24 hours per day, 7 days a week and is examined by means of different methods in assumed time periods.

The human body cardiovascular system may be simplified to the one shown in FIG. 1. Two separated closed atriums, two ventricles driven by controller and two resistances corresponding to both circuits are main elements of this model.

## Experimental set-up [1],[2],[3],[4]

The physical model of human body cardiovascular system as presented in Fig. 1 can be used for examination of flow through particular parts of system and for measurements of aorta distortion.

Highly simplified physical model of human body cardiovascular system consisting of separated parts - left and right heart as presented in FIG. 1 - was utilized for simplification of test rig structure. On the basis of this model experimental setup has been designed. It consists of two circulation systems: lung circuit with right heart and system circuit with left heart. A model of atrium is placed downstream every heart ventricle. Pressure in atrium is controlled by the hydrostatic pressure regulated by a liquid elevation in atrium (a height of liquid column measured versus the ventricle level).

All vessels in human body are elastic. In a case of stiff vessels even short pump stoppage causes almost immediate drop of pressure gradient and stop of flow in this vessels. Heart is a pump of pulsating type of operation. Elasticity of blood vessels in body enables maintenance of pressure gradient. Thus energy accumulated in strained vessels is given up when heart is not pumping out blood and maintain the blood flow. A closed box with compressed air in it is a simplified model of this phenomena. The pump operation causes a compression of air in the box. Air is a source of pressure that causes outflow from the box between time periods of pump operation. A model of cardiovascular system has two compliance reservoirs: one for lung circuit and one for system circuit. A compliance may be regulated by means of air pressure thanks to the valve located on the top of box or by liquid level in the box.

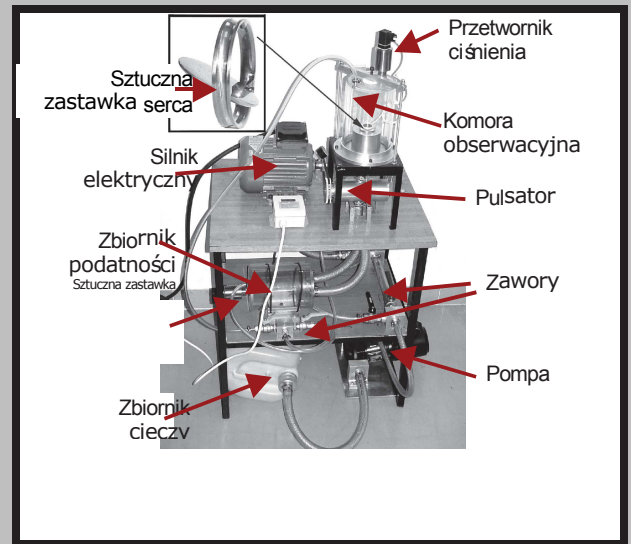
As in case of human body presented system is closed that means there is no contact of liquid nor air with the environment. Liquid circulates in the system and there is no delivery of liquid from outside. Pump sucks in liquid from reservoir and pumps it through air reservoir and pulsator to the observation chamber. Pressure is continuously measured thanks to two pressure transducers with displays, and is kept in the range corresponding to physiological conditions.

More difficult operation conditions exist in the left part of heart thus it is assumed that it is enough to examine artificial heart valve for such conditions and obviously it would properly operate when placed it in the right heart. This assumption allows one to introduce experimental set-up performing only work done by left heart and considerably simplify the test rig. Experimental set-up is presented in FIG.

wpływa najpierw do przedsionka a następnie do komory serca. Ciśnienie w przedsionkach kontrolowane ciśnieniem hydrostatycznym i regulowane jest wysokością słupa cieczy w przedsionku (ponad poziom cieczy w komórce).

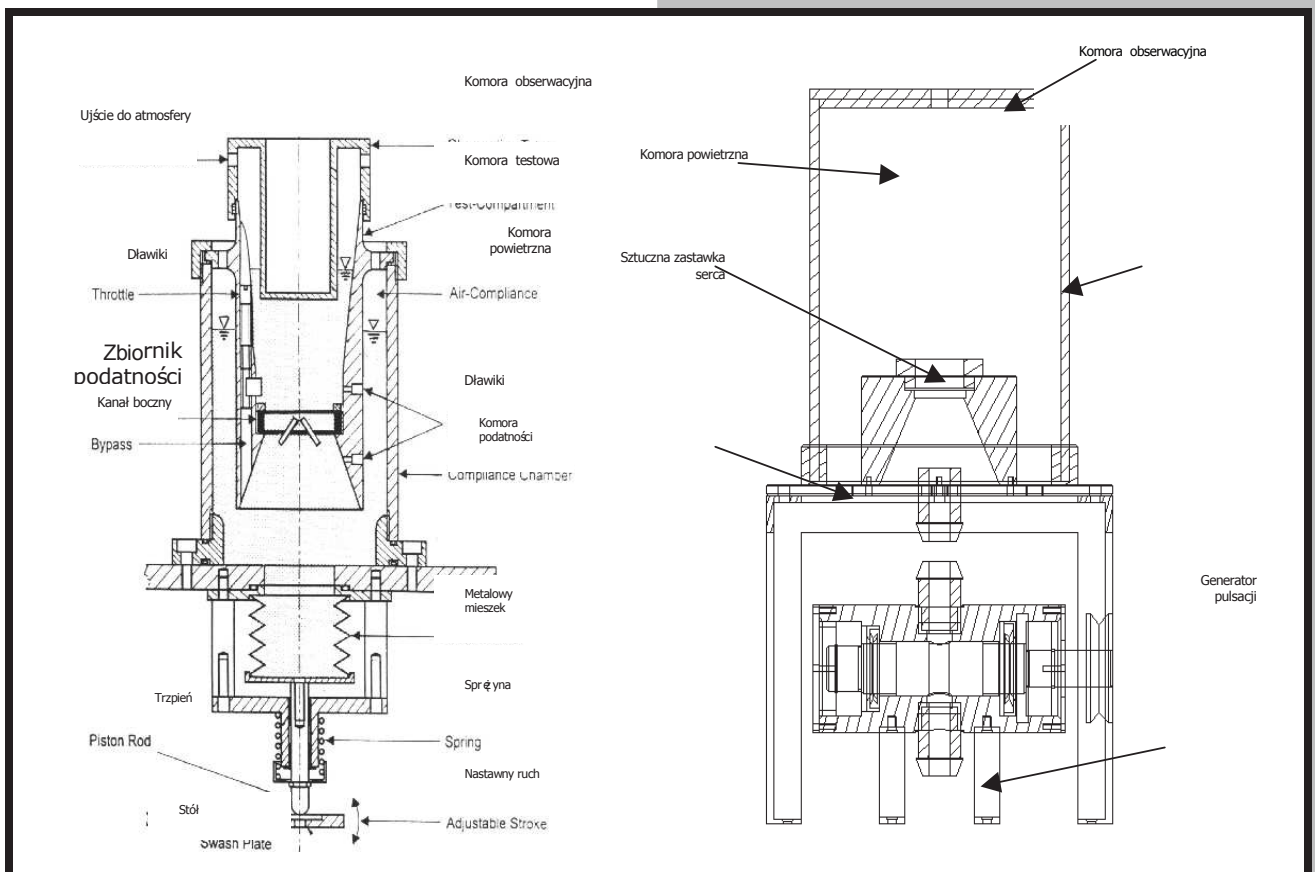
Wszystkie naczynia w organizmie człowieka są elastyczne. W przypadku sztywnych naczyń nawet krótkotrwałe zatrzymanie pompy powoduje niemal natychmiastowe zatrzymanie przepływu cieczy w tych naczyniach. Serce jest typem pompy pulsacyjnej. Elastyczność naczyń krwionośnych pozwala utrzymywać gradient ciśnień. W czasie gdy serce nie pompuje krwi energia zgromadzona w rozciągniętych naczyniach zostaje uwolniona i powoduje przedłużenie przepływu. W naszym modelu rolę rozprężających się naczyń pełni sprężone powietrze zgromadzone w zbiorniku podatności. Powietrze spręża się w chwili pracy serca. Na model układu krwionośnego składają się dwa z dwa zbiorniki podatności. Podatność w zbiorniku regulowana jest dzięki zaworowi dzięki któremu można zwiększyć lub zmniejszyć ilość powietrza a dzięki temu ciśnienie.

Podobnie do układu krwionośnego w ciele człowieka prezentowany system jest zamknięty co oznacza że ciecz nie ma kontaktu bezpośrednio z otoczeniem. Ciecz krąży w układzie zamkniętym do którego nie dostarcza się ani nie odprowadza się cieczy. Płyn jest pobierany ze zbiornika, przepływa przez zbiornik podatności, generator pulsacji i przepływa przez zastawkę. Ciśnienie jest monitorowane dzięki dwóm przetwornikom ciśnienia z wyświetlaczami i utrzymywane jest w granicach ciśnienia fizjologicznego.



**RYS. 2. Zdjęcie prezentowanego stanowiska.**  
**FIG. 2. Experimental set-up designed at the Technical University of Lodz.**

2. It realizes 1000 cycles (heart beats) per minute. Thanks to this system it is possible to shorten investigations at least 14 times.



**RYS. 3. Porównanie stanowisk eksperymentalnych zaprojektowanych na Politechnice w Achen oraz w Politechnice Łódzkiej.**

**FIG. 3. Comparison of two experimental set-ups designed in Helmholtz Institute, RWTH Aachen (on the left) and in Institute of Turbomachinery, Technical University of Lodz (on the right) [5].**

## Discussion of different solutions

Discussed problems one can solve in different ways. A generation of pulsating flow conditions is needed for investigations of mechanical fatigue of artificial heart valves. Two different approaches to pulsator design (necessary for simulations of modelled blood flow through the heart valve) are presented in FIG 3.

Ze względu na większy gradient ciśnień uznaje się że zastawka w lewej komorze serca ma trudniejsze warunki pracy. Zakłada się że zastawka która będzie zbadana w trudniejszych warunkach będzie równie dobrze pracować w zakresie niższych ciśnień. Dzięki tym założeniom stanowisko badawcze zostało uproszczone do pojedynczego obiegu zasilanego przez jedną pompę. W którym gradient ciśnień odpowiada gradientowi ciśnień w układzie systemowym człowieka.

Stanowisko zostało przedstawione na RYSUNKU 2. Pozwala ono na wykonanie 1000 cykli (uderzeń serca) w ciągu 1 minuty. Dzięki temu doświadczenie może zostać skrócone 14-krotnie.

## Przedstawienie innych rozwiązań

Jest wiele różnych sposobów rozwiązywania problemów. Dla badań zmęczeniowych sztucznej zastawki serca przedstawiono poniżej dwa różne rozwiązania dla uzyskania pulsacyjnego przepływu niezbędnego do symulacji naturalnego przepływu przez zastawkę. Porównanie obu rozwiązań przedstawia RYSUNEK 3.

Najważniejsza różnica pomiędzy tymi dwoma rozwiązaniami polega na wytworzeniu pulsacyjnego charakteru przepływu cieczy przez sztuczną zastawkę serca. Na rysunku po lewej stronie wedle rozwiązania w Achen przepływ cieczy wymuszony jest przez ruch stołu wymuszającego zmianę ciśnienia w komorze ciśnienia, podczas gdy na rysunku po prawej stronie charakter przepływu z ciągłego zmieniony jest dzięki obrotowemu wałkowi z otworem poprzecznym zmieniając charakter przepływu z ciągłego na pulsacyjny. Takie rozwiązanie umożliwia zwiększenie częstości pracy zastawki.

## TROMBOZGODNOŚĆ WARSTW NCD NA POWIERZCHNI STOPÓW TYTANOWYCH

OKRÓJ W.\*, JAKUBOWSKI W.\*, PRZYBYSZEWSKA I.\*, PIREK M.\*, KOMOROWSKI P.\*, MRUKLIK M.\*, SZYMAŃSKI W.\*, KOŚĘDA P.\*, WALKOWIAK B.\*\*

\*INSTYTUT INŻYNIERII MATERIAŁOWEJ POLITECHNIKA ŁÓDZKA ŁÓDŹ  
\*\*ZAKŁAD BIOFIZYKI MOLEKULARNEJ I MEDYCZNEJ, UNIWERSYTETU MEDYCZNEGO, ŁÓDŹ

Kontakt biomateriałów z krwią jest zjawiskiem nie do końca wyjaśnionym. Interakcje powierzchni implantów lub sprzętu medycznego z krwią nie powinny powodować uszkodzenia elementów morfotycznych krwi, zmieniać składu elektrolitów, zmieniać struktury białek, blokować czynności enzymów oraz wpływać na proces krzepnięcia krwi. Materiały krwiozgodne nie mogą też wywoływać w otaczających tkankach efektów toksycznych, alergizujących ani też skutków mutagennych [1, 2].

Warstwy węglowe, otrzymywane z zastosowaniem różnych technik, wydają się być obiecującymi modyfikacjami powierzchni implantów do kontaktu z krwią, nie tylko dzięki ich znakomitemu własnościom fizycznym ale także ze względu na ich skład chemiczny, który czyni je biozgodnymi. [3, 4, 5].

Celem pracy było porównanie trombozgodności stopu tytanu Ti6Al4V, TiN z powierzchnią tych samych materiałów pokrytych warstwą nanokrystalicznego diamentu (NCD).

The way of generation of pulsating flow supplying the test chamber with an artificial heart valve is the main difference of presented test rigs. In the Aachen solution one can observe that flow of liquid is forced by movement of plate driving pressure capsule while in set-up designed at TU of Lodz liquid is flowing continuously (owing to the continuous pump operation) a rotating shaft with holes creates pulsating flow. Such solution allows one to increase the frequency of heart valve operation.

## Piśmiennictwo

## References

- [1] Bochenek A., Reicher M., "Anatomia człowieka", Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1974.
- [2] Nawrat Z., Materiały wewnętrzne i sprawozdania Fundacji Rozwoju Kardiologii Instytutu Protez Serca w Zabrze, Zabrze, 2000.
- [3] Pawlicki G., "Podstawy inżynierii medycznej" Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej, Warszawa, 1997.
- [4] Traczyk W., Trzebski A., "Fizjologia człowieka z elementami fizjologii stosowanej i klinicznej", Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich, Warszawa, 1990.
- [5] Papers of Technical University of Aachen.

## THROMBOCOMPATIBILITY OF NCD LAYERS ON A SURFACE OF TITANIUM ALLOYS

OKRÓJ W.\*, JAKUBOWSKI W.\*, PRZYBYSZEWSKA I.\*, PIREK M.\*, KOMOROWSKI P.\*, MRUKLIK M.\*, SZYMAŃSKI W.\*, KOŚĘDA P.\*, WALKOWIAK B.\*\*

\*INSTITUTE OF MATERIAL SCIENCES AND ENGINEERING, TECHNICAL UNIVERSITY OF LODZ- POLAND  
\*\*DEPARTMENT OF MOLECULAR AND MEDICAL BIOPHYSICS, MEDICAL UNIVERSITY OF LODZ, POLAND

The contact of biomaterials with blood is a not yet fully explained phenomenon. Interactions of implant surface or medical equipment with blood should not cause damages of blood cells, change electrolyte composition, alter protein structure, block enzymatic activity or influence blood clotting. Blood-compatible materials must not cause toxic or allergenic effects in surrounding tissues or develop mutagenic effects [1,2].

Carbonic layers obtained via various techniques seem to be promising modifications of implant surface for contact with blood not only because of their chemical composition which makes them biocompatible [3,4,5].

The aim of this study was to compare thrombocompatibility of titanium alloy Ti6Al4V, TiN with a surface of the same materials but covered with a layer of nanocrystalline diamond (NCD).