

## Modelowanie stanu naprężenia materiału płatków zastawki aortalnej serca w fazie otwierania

O. Białas<sup>a</sup>, J. Żmudzki<sup>b</sup>, Ł. Reimann<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Student Inżynierii Materiałów Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych

email: bialas.oktawian@gmail.com

<sup>b</sup> Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Inżynierii Materiałów Biomedycznych

email: jaroslaw.zmudzki@polsl.pl

**Streszczenie:** Rozwarcie płatków w aortalnej zastawce w początkowej fazie wzrostu ciśnienia krwi decyduje o warunkach jej przepływu w fazie wyrzutu. Celem pracy były badania modelowe charakterystyki przemieszczeniowej otwierania płatków zastawki aortalnej i towarzyszących stanów naprężenia w materiale płatka zastawki.

Wykonano powłokowy model (3D CAD, Solidworks) płatków zastawki aortalnej. Założono izotropowe liniowo-sprężyste zachowanie się materiału w trakcie nieliniowej analizy dynamicznej w zakresie dużych przemieszczeń. Model został podparty w sposób sztywny na krawędzi styku płatka zastawki z rusztowaniem. Obciążenie zostało zadane poprzez ciśnienie 0-135mmHg równomierne rozłożone na powierzchnię płatka o przebiegu czasowym liniowym 100ms. Największe naprężenia występowały w obszarach umocowania płatka. Najszybsze rozwieranie płatka występowało w przedziale czasowym 0-10ms i osiągało 8,19mm przy wartości ciśnienia krwi 1800Pa. Pełne rozwarcie o wartości przemieszczenia 9,8mm osiągnięte zostało po czasie 93ms. W obszarze środkowym płatka zaobserwowano tworzenie się charakterystycznej „fałdy”. W dalszych badaniach konieczne jest zbadanie wpływu nieliniowych charakterystyk materiałowych na geometrię powstającego falowania płatka, które może istotnie zmieniać warunki przepływu krwi w fazie wyrzutu.

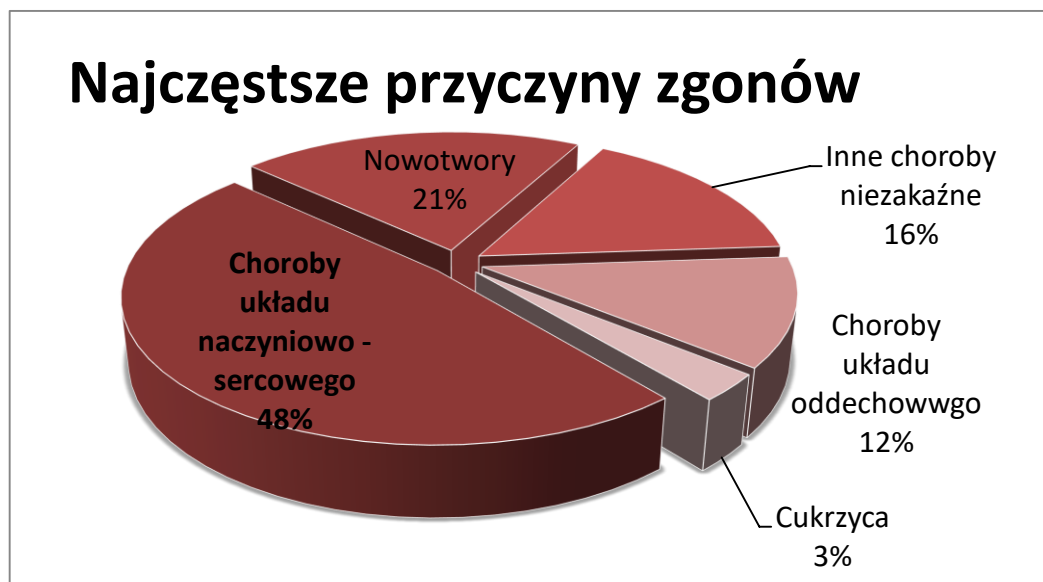
**Abstract:** Simulating study of the Tissue and biomaterials stress modeling during working state can provide to valuable material impact on biofunctional feature. In case of aortic valve just at the start of blood pressure rising, we can observe dynamic opening of each plate leaf until blood goes to maximum pressure level. Estimation of the leaf displacement and occurring tension during opening phase requires dynamic analysis in range of high displacement. The main target of the study was simulation of the stress occurring in artificial aortic valve during opening phase with help of computer aided engineering software (SolidWorks). The aortic valve was made by using surface model. In the field of study there was included analysis of polyurethane valve with specified Young module. Simulation study was under isotropic linear elastic coating model conditions during nonlinear dynamic analysis in range of high displacement. The model was rigidly supported on the scaffold edges.

The pressure was equally divided on the whole surface of each leaf. The pressure was linearly increased in the range of 0-135mmHg during 100ms. The highest tensions were observed in field around leaf-scaffold fixation. In the middle of valve there were performed the highest displacement of the leaves but stresses were almost unnoticeable. Impact analysis of the size of finite elements on tension tendency concludes that tension in the area of “fold belt” result from physical phenomena, not from inaccuracy of used mathematical method.

**Słowa kluczowe:** CAD, Simulation, valve, aortic valve, biomedical engineering, opening phase

## 1. WSTĘP

Choroby związane z układem sercowo-naczyniowym wciąż stanowią główną przyczynę zgonów w Polsce i na Świecie wg danych WHO z 2011r. mimo upływu lat stan ten nie ulega zadowalającej poprawie, stąd potrzeba ciągłego rozwoju metod leczenia przewlekłych chorób układu krążenia. Obecnie dąży się do uzyskania zastawek naturalnych wytworzonych z komórek macierzystych danego pacjenta, lub pobranych od dawców ludzkich. Z powodzeniem stosuje się także przeszczepy ksenogenne. Swoje miejsce znajdują także wciąż doskonalone protezy mechaniczne [1,2,4]. Jednak wiedza o zjawiskach odpowiedzialnych za funkcjonowanie każdego układu jest nieoceniona, gdyż pozwala na zapobieganie negatywnym zjawiskom i w konsekwencji wydłuża bezawaryjne działanie. Jednym z czynników jest stan naprężenia w płatkach zastawek serca, który wpływa na proces degradacji materiału w sztucznych i naturalnych zastawkach. Dzięki symulacji komputerowej metodą elementów skończonych (MES) możliwe jest badanie otwierania się płatków zastawki. Celem pracy było modelowanie przemieszczeń i stanu naprężenia materiału płatków zastawki aortalnej serca w fazie otwierania [3].

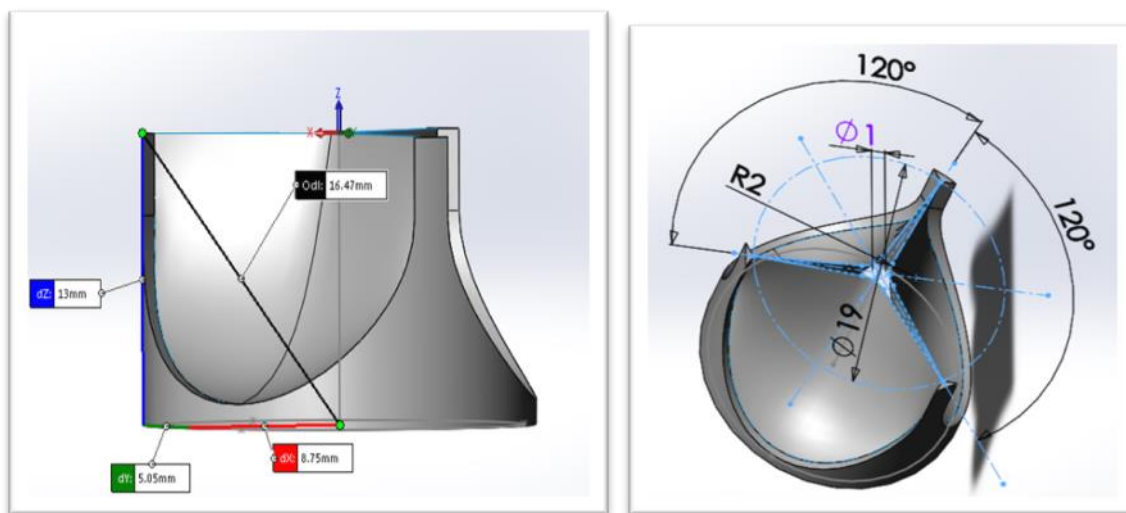


Rysunek 1. Diagram przedstawiający najczęstsze przyczyny zgonów według danych WHO z 2011 roku

Figure 1. Most common death causes diagram from WHO 2011 report

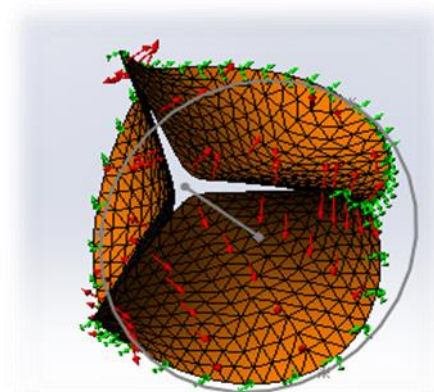
### 1.1. Materiał i metoda

Model zastawki aortalnej serca, został wykonany w programie Solidworks zgodnie z wymiarami oraz kształtem zastawki naturalnej: wys. 13mm, średnica 19mm. W zakres pracy została włączona analiza zachowania się zastawki z poliuretanu o określonym module Younga oraz o grubości 0,13mm. Badania symulacyjne uproszczono do powłokowego modelu z założonym izotropowym liniowo-sprężystym zachowaniem się materiału podczas nieliniowej analizy dynamicznej w zakresie dużych przemieszczeń. Model został sztywno podparty na krawędzi styku z rusztowaniem. Obciążenie modelowano poprzez ciśnienie równomiernie rozłożone na powierzchnię płatków o przebiegu czasowym liniowym 100ms w przedziale 0 -135mmHg.



Rysunek 2 Widok modelu zastawki CAD (Solidworks) wraz z wymiarami  
*Figure 2 CAD (solidworks) valve model including dimensions*

Podział na elementy skończone trójkątne powłokowe przedstawia rys. 2, natomiast warunki symulacji oraz parametry analizy zestawiono w Tab. 1 oraz Tab. 2.



Rysunek 3 Model numeryczny uwidaczniający podział na elementy skończone.  
*Figure 3 Numerical model with finite elements division*

Tablica 1 Warunki symulacji zastosowane w analizie

*Tabela 1 Simulation conditions during analysis*

Warunki symulacji	
Model materiału	Liniowo sprężysty izotropowy
Typ analizy	Analiza nieliniowa dynamiczna
Solver	FFEPlus
Całkowita liczba węzłów	2554
Liczba elementów	1212
Rozmiar elementu	1.08411 mm
Przyrost czasu	Autostopniowany
Metoda iteracyjna	NR (metoda Newtona-Raphsona)
Metoda całkowania	Newmark

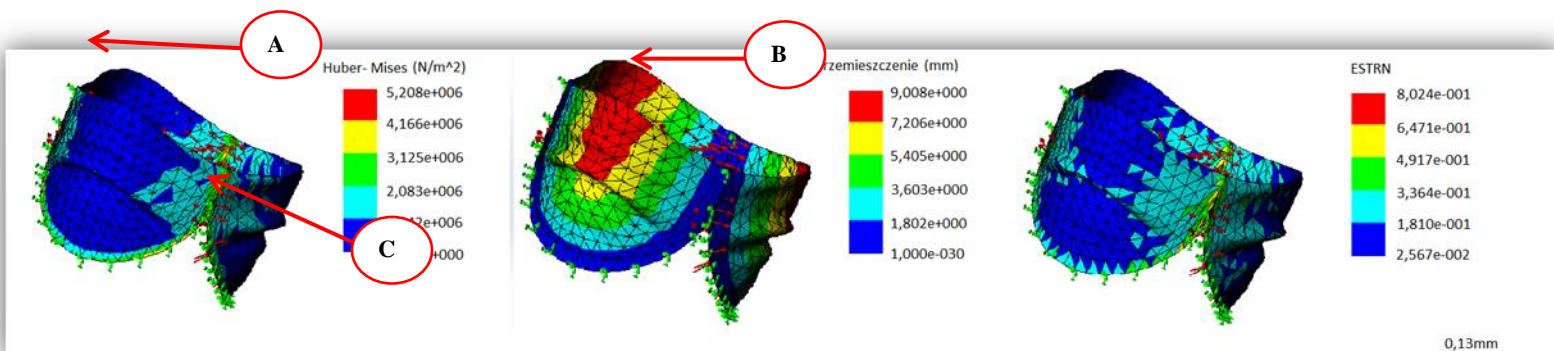
Tablica 2 Parametry analizy zastosowane w badaniu

*Tabela 2 Parameters of the analysis during simulation*

Parametry analizy	
czas	100ms=0,1s
ciśnienie	18000Pa
Moduł sprężystości	5.0MPa
Grubośći płatków	0,13mm;
Gęstość materiału	1020g/cm <sup>3</sup>
Współczynnik Poissona	0,45

## 1.2. Wyniki

Rozkład naprężeń zredukowanych i odkształceń Hubera - Misesa oraz przemieszczeń w płatkach w fazie osiągnięcia maksymalnej wartości ciśnienia krwi przedstawiono na rysunku nr 3. Na podstawie rozkładów określone zostały obszary kryterialne naprężeń i odkształceń.



Rysunek 4 Rozkład naprężeń, przemieszczeń oraz odkształceń otrzymanych w wyniku symulacji  
 Figure 4 Distribution of stresses, displacements and strains obtained in computer simulation

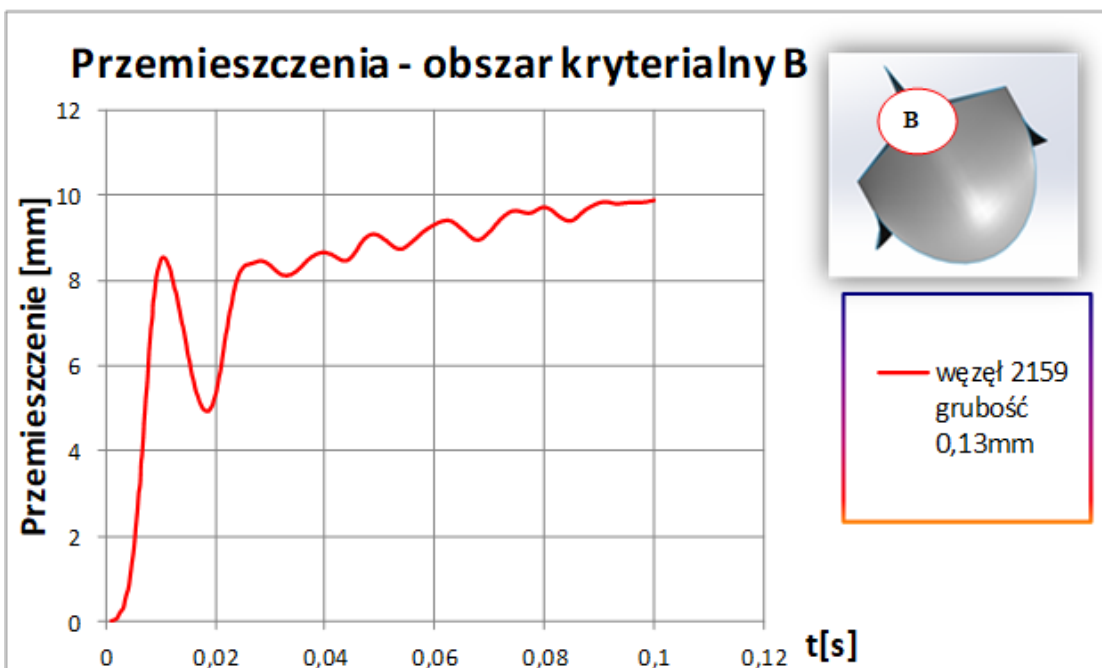
Analiza wykazała, że największe naprężenia występowały w miejscu umocowania płatków zastawki do rusztowania oraz w miejscu występowania „fałdy” (obszar A oraz C). Jest to spowodowane ograniczeniem swobody deformacji w tych lokalizacjach. Wynika z tego, że uszkodzenia spowodowane zbyt dużym ciśnieniem będą obserwowane w tych obszarach. Największe przemieszczenia układu obserwuje się w centrum zastawki tj. w obszarze B. To miejsce z racji występowania cyklicznych przesuwów płatków względem siebie jest najbardziej narażone zużycie cierne i degradację powierzchni, co skutkować będzie koniecznością wymiany zastawki z uwagi na utratę szczelności.

Opracowano wykresy zmian naprężeń i przemieszczeń w czasie zwiększania ciśnienia od 0 do 18000Pa. Wykresy wykonano dla kryterialnych lokalizacji, dokładne położenie których zostało ukazane przy każdym wykresie. Występują one w miejscu styku listków zastawki, w centralnej części zastawki oraz na linii największych naprężeń. Wykresy przedstawiają dynamiczne przemieszczenie się płatków zastawki pod wpływem zadanego przemieszczenia oraz towarzyszącym temu zmianom naprężenia. Największy wzrost rozwarcia obserwuje się w czasie 0,01s i wynosi 8,65mm. Następnie rozwarcie jest ograniczone przez turbulenty zachowanie płatków do 4,71mm i kolejno potem rozwarcie postępuje aż do maksymalnej osiągniętej wartości 9,46mm w czasie 0,1s będącym końcem badania.



Rysunek 5 Zmiany naprężenia zredukowanego H-M w obszarze A podczas wzrostu ciśnienia krwi

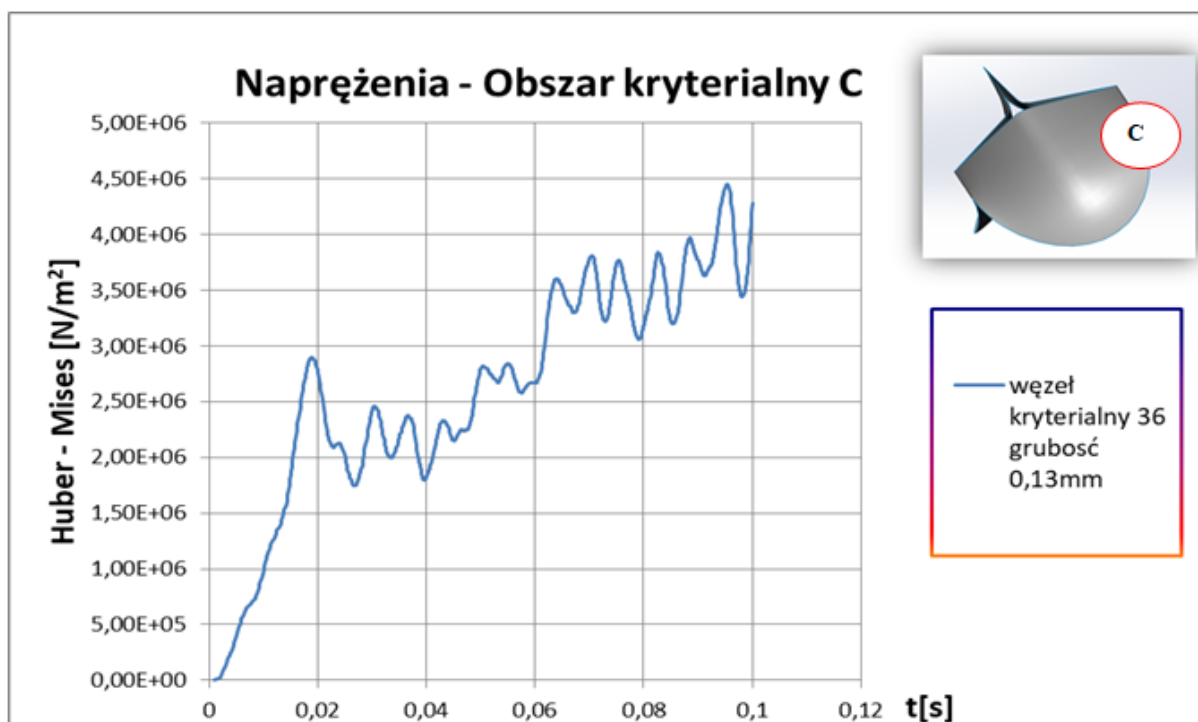
Figure 6 H-M reduced stress changes in A area during blood pressure increasing



Rysunek 6 Zmiany przemieszczenia obszaru B podczas wzrostu ciśnienia krwi

Figure 7 Displacement changes of B area during blood pressure increasing





Rysunek 7 Zmiany naprężenia zredukowanego H-M w obszarze C podczas wzrostu ciśnienia krwi

Figure 8 H-M reduced stress changes in C area during blood pressure increasing

## 2. WNIOSKI

Badania symulacyjne w przyjętych warunkach powłokowego modelu i założonym izotropowym liniowo - sprężystym zachowaniu się materiału podczas nieliniowej analizy dynamicznej w zakresie dużych przemieszczeń pozwoliły stwierdzić:

- Największe naprężenia obserwuje się w obszarach umocowania poszczególnych płatków do rusztowania, a podatność rusztowania może wpływać na dodatkowe zwiększenie wartości naprężeń.
- Po upływie 10ms, co odpowiadało wzrostowi ciśnienia do 13,5mmHg, dochodziło do prawie pełnego rozwarcia płatka do ponad 8mm, następnie zaobserwowano dynamiczne odbicie i cofnięcie się płatka w ok. 20ms, a następnie ponowne rozwarcie, które przy wzroście ciśnienia w zakresie 30-135mmHg zwiększało się już tylko w zakresie niecałych 2mm.
- W obszarze środkowym płatka zaobserwowano tworzenie się charakterystycznej „fałdy”, która lokalnie może zakłócać warunki przepływu krwi

**LITERATURA**

- [1] Szczeklik A., *Interna Szczeklika Podręcznik chorób wewnętrznych*, Medycyna praktyczna, Kraków 2012r .
- [2] Nawrat Z., *Advances in Biomedical Technology 2*, Zabrze 2007r.
- [3] Rusiński E., *Zaawansowana metoda elementów skończonych w konstrukcjach nośnych*, Oficyna Wydawnicza Politechniki Wrocławskiej, Wrocław 2000r.
- [4] Małota Z., *Metody modelowania wad zastawek serca. Badania in-vitro dynamiki przepływu krwi*. W: Nawrat Z. (red.) *Postępy Technologii Biomedycznych 2 Advances in Biomedical Technology* (s.130-150), Zabrze 2008r
- [5] *Global Atlas on cardiovascular disease prevention and control*, WHO, 2011r.