

# Analiza numeryczna rozprężania stentu w rurce silikonowej

Bukała J.<sup>1, a)</sup>, Małachowski J.<sup>1, b)</sup>, Tomaszewski M.<sup>1, c)</sup>

<sup>1</sup>Wojskowa Akademia Techniczna, Wydział Mechaniczny, Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej,  
ul. Gen. Witolda Urbanowicza 2, 00-908 Warszawa 46

<sup>a)</sup>Corresponding author: jakub.bukała@wat.edu.pl

<sup>b)</sup>jerzy.malachowski@wat.edu.pl

<sup>b)</sup>michal.tomaszewski@wat.edu.pl

**Streszczenie.** Celem niniejszej pracy było wyznaczenie postaci geometrycznej układu po procesie implementacji (dekompresji) stentu w rurce silikonowej. W pracy przedstawiono procedurę budowy oraz opis analizowanego modelu, metodologię przeprowadzonych analiz numerycznych MES a także przedstawienie jej wyników. Model stentu powstał na podstawie ścieżki wycinania rzeczywistego implantu, dostarczonej przez producenta.

## WPROWADZENIE

W ramach prac w obszarze inżynierii biomedycznej prowadzonych na Katedrze Mechaniki i Informatyki Stosowanej, przeprowadzono próbę eksperymentalną badania profilu przepływu cieczy w rurce silikonowej, w którą wprowadzony został stent naczyniowy. Wprowadzonym stentem był stent wieńcowy wykonany ze stopu kobaltowo-chromowego wyprodukowany przez firmę Balton®.

Po przeprowadzeniu badań eksperymentalnych, zdecydowano się na ich odtworzenie na drodze symulacji numerycznych metodą komputerowej mechaniki płynów (ang. computational fluid dynamics, CFD). By symulacja taka była możliwa, należy dokonać wcześniejszej strukturalnej analizy numerycznej rozprężania modelowego stentu w modelowej rurce silikonowej. Niniejszym, celem pracy było wyznaczenie postaci geometrycznej układu po procesie implementacji (dekompresji) stentu w rurce silikonowej.

## MODELOWANIE I SYMULACJA

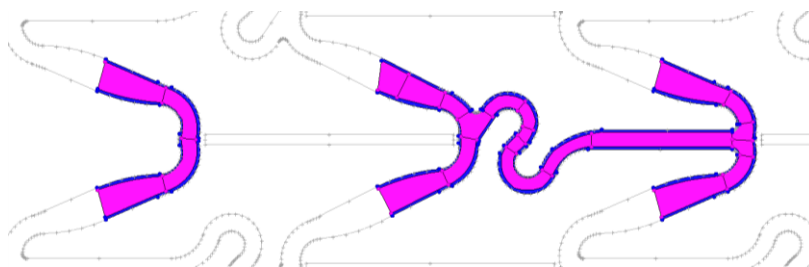
### Model stentu naczyniowego

Rozpatrywanym stentem był stent wieńcowy wykonany ze stopu kobaltowo-chromowego o nazwie Chopin 2 w wariantcie 4,00x15 (długość: 15 [mm], średnica nominalna: 4,0 [mm], średnica wycinania: 2,8 [mm], grubość po polerowaniu: 0,075 [mm], liczba segmentów: 9).

Podstawę do utworzenia modelu geometrycznego stentu stanowił plik graficzny ścieżki wycinania stentu dostarczony przez producenta -firmę Balton®. Na podstawie ścieżki wycinania, dokonano utworzenia zestawu powierzchni obejmujących powtarzający się fragment konstrukcji stentu. Do tego celu użyto oprogramowania komputerowego Altair HyperMesh. W kolejnym kroku dokonano przycięcia powierzchni o wartość 15 [μm], co odzwierciedla ubytki materiału stentu podczas procedury wycinania i polerowania (rys. 1.).

Powierzchnie geometryczne zostały następnie powielone i zdyskretyzowane z wykorzystaniem siatki bryłowych elementów skończonych 8-węzłowych (390775 elementów). Projekcja biegunowa siatki umożliwiła uzyskanie finalnej siatki elementów w układzie trójwymiarowym.

Model konstytutywny dla stentu Szopen 2 odpowiadał związkowi sprężysto-plastycznemu, modyfikowanemu poprzez mechanizm umocnienia izotropowego ze stałymi dla materiału L605 (stop kobaltowy, stałe w tabeli 1).



**RYSUNEK 1.** Przycięcie powierzchni stentu celem urealnienia geometrii (straty na wycinanie i polerowanie): powierzchnie pozostałe (różowe) oraz powierzchnie odrzucone (niebieskie)

**TABELA 1** Stałe materiałowe stopu L605 (zgodnie z ASTM F 90-09)

	Gęstość [kg/m <sup>3</sup> ]	Moduł Younga [MPa]	Liczba Poissona [-]	Granica plastyczności [MPa]	Moduł wzmocnienia zakresu plastycznego [MPa]
L605	7850	2,430e5	0,33	744	1515

### Model rurki silikonowej

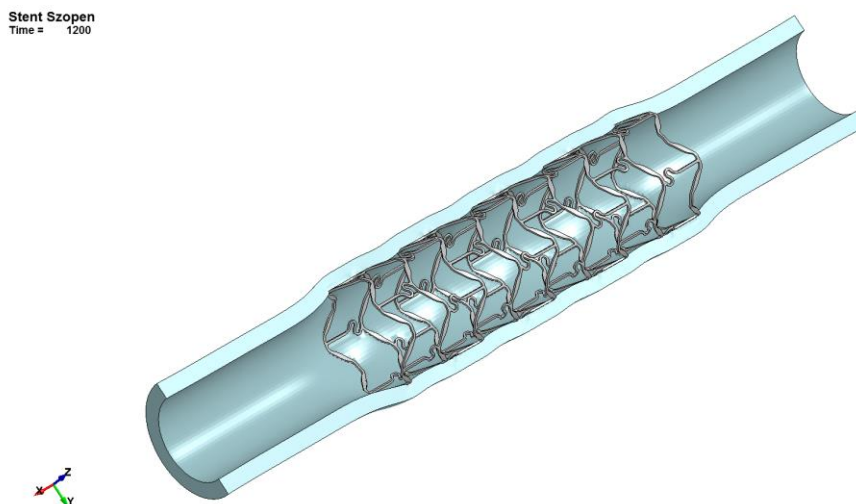
Geometria fragmentu rurki silikonowej utworzona została jako wyciągnięty pierścień o wymiarach: długość 30 [mm], średnicazew. 4,4 [mm], średnicawew. 3,2 [mm]. Dyskretyzacja modelu fragmentu rurki silikonowej oparta została o 135000 elementów bryłowych 8-węzłowych

Zastosowany model materiałowy fragmentu rurki silikonowej bazuje na klasycznym sformułowaniu Hooke'a (model sprężysty), ze stałymi:  $E = 900$  [MPa],  $\nu = 0,3$  [-].

### Wyniki

Przedstawione wyniki uzyskane zostały na drodze symulacji z użyciem niejawnego schematów rozwiązywania równania MES, metody funkcji kary w przypadku zagadnienia kontaktowego i solvera numerycznego LS-Dyna.

Wyniki analizy jako postać deformacji układu w chwili  $t = 1.2$  [s] (koniec analizy) przedstawiono na rys. 2.



**RYSUNEK 1.** Postać deformacji układu ze stentem Szopen 2 w chwili  $t = 1.2$  [s] – koniec analizy

### PODZIĘKOWANIA

Praca zrealizowana została w ramach projektu STRATEGMED2/269760/1/NCBR/2015, pt. Opracowanie i kompleksowa ocena biodegradowalnego i elastycznego stentu wewnątrznaczyniowego rozprężanego na balonie opartego na cienkich przęsłach o wysokiej wytrzymałości.