

## Opracowanie geometrii bioresorbowalnego stentu naczyniowego przy użyciu technik optymalizacyjnych

Lukasz Mazurkiewicz, Jakub Bukala, Jerzy Małachowski

Katedra Mechaniki i Informatyki Stosowanej, Wojskowa Akademia Techniczna  
email: lukasz.mazurkiewicz@wat.edu.pl, jakub.bukala@wat.edu.pl, jerzy.malachowski@wat.edu.pl

**STRESZCZENIE:** Opracowanie nowej konstrukcji stentu bioresorbowalnego wykonanego z materiału polimerowego o znacznie mniejszej sztywności niż sztywność stopów metalicznych wymaga przede wszystkim opracowania nowej geometrii pozwalającej na zapewnienie odpowiedniego poziomu siły radialnej po implementacji w naczyniu. Opracowano procedurę optymalizacji bazującą na skrypcie umożliwiającym parametryczne generowanie modelu, obliczeniach numerycznych w systemie LS-Dyna, genetycznych algorytmach optymalizacyjnych oraz skrypcie w języku FORTRAN umożliwiającym odczytywanie wartości odkształceń plastycznych ekstrapolowanych do węzłów. Procedura ta charakteryzuje się dużą efektywnością i pozwala na przebadanie dużej liczby zestawów parametrów (ponad 2000) w czasie poniżej 48h. Ponadto dzięki optymalizacji bazującej na algorytmach genetycznych umożliwia uzyskanie optymalnych parametrów geometrycznych nowo opracowywanej konstrukcji stentu bioresorbowalnego.

**SŁOWA KLUCZOWE:** optymalizacja geometrii, parametryczny model MES, stent bioresorbowalny

### 1. Wstęp

Choroba niedokrwienna serca ze wszystkimi jej podtypami jest najczęstszą przyczyną śmierci w większości państw rozwiniętych [1]. Na przestrzeni ostatnich dekad obserwuje się jednak znaczny spadek śmiertelności związanej z tą jednostką chorobową, zasługę czego przypisuje się dynamicznemu rozwojowi kardiologii interwencyjnej oraz rozpowszechnieniu stosowania stentów naczyniowych jako podstawowej metody rewaskularyzacji tętnic wieńcowych [2].

Obecnie prowadzone są liczne prace mające na celu udoskonalenie konstrukcji stentów naczyniowych (np. stenty metalowe z powłokami uwalniającymi leki) lub wprowadzenie całkowicie nowych typów stentów. W tej ostatniej grupie szczególnie wyróżniają się tzw. stenty bioresorbowalne, których rozwój podyktowany jest tym, że obecność stentu w naczyniu rewaskularyzowanym konieczna jest w okresie do ok. 3 miesięcy od momentu przeprowadzenia zabiegu. Po tym czasie permanentna obecność stentu metalowego staje się jego zasadniczą wadą, podczas gdy stent bioresorbowalny ulega powolnej resorpcji pozostawiając naczyniu na naturalną odbudowę.

Trudność w opracowaniu nowej konstrukcji stentu bioresorbowalnego wykonanego z materiału polimerowego wynika ze znacznie mniejszej sztywności tych materiałów w porównaniu do stopów metalicznych. Konieczne jest zatem opracowanie nowej geometrii pozwalającej na zapewnienie odpowiedniego poziomu siły radialnej po implementacji, do czego powszechne zastosowanie znajdują algorytmy numeryczne [3-8].

### 2. Przedmiot badań

Przedmiotem badań jest polimerowy, bioresorbowalny stent naczyniowy. Do badań wybrano reprezentatywny wycinek zawierający dwa ramiona oraz 3 kolanka – kolanko proste (bez połączeń), kolanko z łącznikiem od strony wewnętrznej oraz kolanko z łącznikiem od strony zewnętrznej.

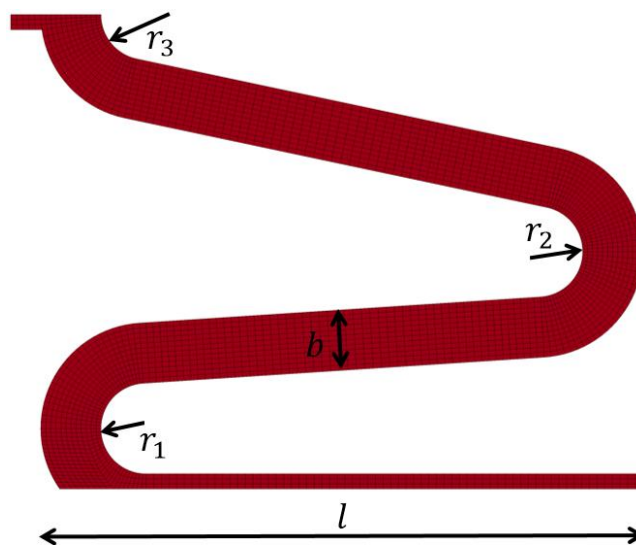
### 3. Metodologia

W celu optymalizacji geometrii konstrukcji stentu

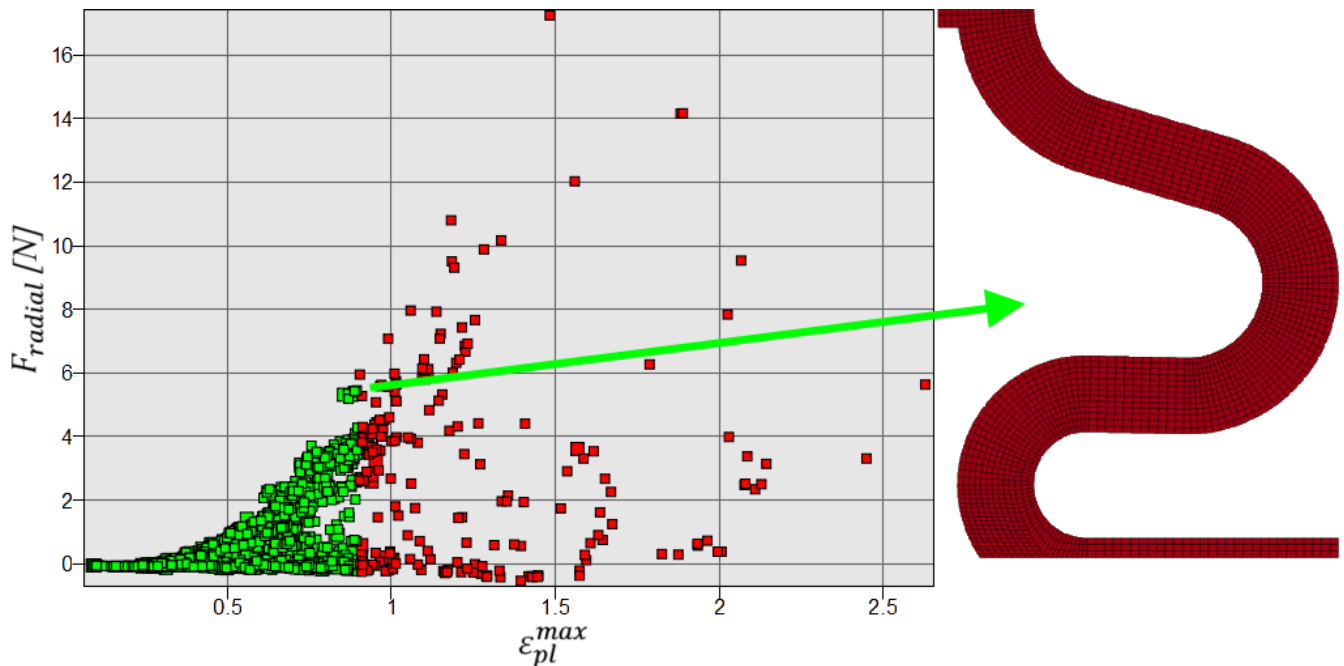
konieczne jest przygotowanie procedury numerycznej optymalizacji konstrukcji. Opracowana procedura bazuje na: opracowanym skrypcie umożliwiającym parametryczne generowanie modelu, obliczeniach numerycznych w systemie LS-Dyna, genetycznych algorytmach optymalizacyjnych oraz opracowanym skrypcie w języku FORTRAN umożliwiającym odczytywanie wartości odkształceń plastycznych ekstrapolowanych do węzłów.

Opracowany skrypt preprocesora umożliwia generowanie uproszczonego modelu numerycznego wycinku stentu (rys. 1) o następujących parametrach zmiennych:

- promień zaokrąglenia kolanka z łącznikiem od strony wewnętrznej  $r_1$
- promień zaokrąglenia kolanka prostego  $r_2$
- promień zaokrąglenia kolanka z łącznikiem od strony zewnętrznej  $r_3$
- długość segmentu  $l$
- szerokość przęsła  $b$



Rys. 1. Uproszczony model numeryczny wycinka stentu wraz z zaznaczonymi parametrami zmiennymi



Rys. 2. Siła radialna po rozprężaniu dla całego stentu w funkcji odkształceń plastycznych oraz uzyskany wariant optymalny

Kolejnym etapem są obliczenia statyczne wygenerowanego modelu z wykorzystaniem schematu iteracyjno-przyrostowego. W celu odwzorowania ścieżki obciążenia zdefiniowano wymuszenie kinematyczne w postaci określonego w czasie przemieszczenia dolnych węzłów modelu. Górnym węzłem modelu odebrano odpowiednie stopnie swobody oraz wprowadzono sztywną powierzchnię kontaktową w celu odwzorowania kontaktu z kolejnym, sąsiadującym wycinkiem.

Przeprowadzenie serii analiz o różnych zestawach parametrów zmiennych pozwala na przeprowadzenie optymalizacji. Jako funkcję celu określono maksymalizację siły po rozprężaniu stentu o długości 8.2 mm, określonej dla przypadku zaciskania rozprężonego stentu do średnicy 90% nominalnej, co można zapisać następująco:

$$\max F_{radial}(r_1, r_2, r_3, b, l) \quad (1)$$

przy ograniczeniu

$$\varepsilon_{pl}^{max}(r_1, r_2, r_3, b, l) \leq 90\% \quad (2)$$

tak, aby nie dopuścić do przekroczenia odkształceń niszczących materiału.

#### 4. Wyniki optymalizacji

Przeprowadzono obliczenia dla 12-tu generacji o populacji początkowej 200. We wszystkich iteracjach łącznie zbadano 2364 zestawy parametrów zmiennych. Otrzymany wykres siły w funkcji maksymalnych odkształceń plastycznych dla wszystkich punktów próbkowania oraz wyznaczony wariant optymalny pokazano na rys. 2.

#### 5. Podsumowanie

Opracowano procedurę numerycznej optymalizacji geometrii stentów. Przygotowany skrypt do generowania modeli numerycznych wraz z obliczeniami numerycznymi

odznacza się dużą efektywnością i pozwala na przebadanie dużej liczby zestawów parametrów (ponad 2000) w czasie poniżej 48h. Ponadto dzięki optymalizacji bazującej na algorytmach genetycznych umożliwia uzyskanie optymalnych parametrów geometrycznych nowo opracowywanej konstrukcji stentu bioresorbowalnego.

*Praca została wykonana w ramach projektu „Apollo” StrategMed2/269760/1/NCBR/2015, finansowanego przez NCBiR.*

*Prace prowadzono ze wsparciem Interdyscyplinarnego Centrum Modelowania Matematycznego i Komputerowego Uniwersytetu Warszawskiego w ramach grantu GB65-19.*

#### Literatura

- [1] OECD, Health at Glance 2013: OECD Indicators. OECD Publishing 2013, Paris [online] DOI: [http://dx.doi.org/10.1787/health\\_glance-2013-en](http://dx.doi.org/10.1787/health_glance-2013-en).
- [2] ARJOMAND H., TURI Z.G., MCCORMICK D., GOLDBERG S., Percutaneous coronary intervention: Historical perspectives, current status, and future directions. *American Heart Journal*, 2003, 146(5), 787–796.
- [3] MARTIN D., BOYLE F.J., Computational structural modeling of coronary stent deployment: a review. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2011, 14, 331-348.
- [4] BUKALA J., KWIATKOWSKI P., MALACHOWSKI J., Numerical analysis of stent expansion process in coronary artery stenosis with the use of non-compliant balloon, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 2016, 36, 145–156
- [5] LI N., ZHANG H., OUYANG H., Shape optimization of coronary artery stent based on a parametric model. *Finite Elements in Analysis and Design*, 2009, 45, 468-475.
- [6] LI H., QIU T., ZHU B., WU J., WANG X., Design Optimization of Coronary Stent Based on Finite Element Models. *The Scientific World Journal – Hindawi*, 2013, Article ID 630243.
- [7] WU W., PETRINI L., GASTALDI D., ET AL., Finite Element Shape Optimization for Biodegradable Magnesium Alloy Stents. *Annals of Biomedical Engineering*, 2010, 38(9), 2829–2840.
- [8] PANT S., BRESSLOFF N.W., LIMBERT G., Geometry parameterization and multidisciplinary constrained optimization of coronary stents. *Biomech Model Mechanobiol*, 2012, 11, 61–82.