

Analiza numeryczna procesu rozprężenia stentu naczyniowego z użyciem dynamicznej relacji ciśnienie – objętość dla warunków wymuszenia

Jakub Bukala, Jerzy Małachowski, Łukasz Mazurkiewicz

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

STRESZCZENIE: W niniejszej pracy przedstawiono proces modelowania i symulacji numerycznej procesu rozprężania stentu naczyniowego z użyciem metody elementów skończonych. Autorzy skupili się na zagadnieniu implementacji dynamicznej relacji ciśnienie-objętość dla warunków wymuszenia. Celem pracy było określenie wpływu tego zagadnienia na otrzymywane wyniki. Symulowane zjawisko cechuje się dużą nieliniowością i rozwiązywane było przy użyciu schematu niejawnego wg algorytmu Newton'a- Raphson'a wspartego o zagadnienie dynamiczne wg schematu Newmark'a. Zagadnienie kontaktowe realizowane było z użyciem metody funkcji kary. Dynamiczna relacja ciśnienie- objętość realizowana była poprzez zastosowanie funkcji *airbag* dostępnej w kodzie obliczeniowym LS-Dyna. Otrzymane wyniki pozwalają dostrzec znaczne różnice w przypadku zastosowania przedstawionych podejść, co potwierdzają słuszność stosowania dynamicznej relacji ciśnienie-objętość dla odpowiedniego oddania warunków wymuszenia w trakcie badanego procesu.

SŁOWA KLUCZOWE: stent, angioplastyka, modelowanie, wymuszenie, mes

1. Przedmiot i zakres pracy

Choroby serca są wciąż najczęstszym powodem hospitalizacji i zgonów na świecie (33% wszystkich zgonów w roku 2011) [1]. Choroba niedokrwienności serca zajmuje czołowe miejsce we wspomnianej kategorii i związana jest najczęściej z rozwojem miażdżycy tętnic wieńcowych.

Zabieg przezskórnej interwencji wieńcowej (ang. PCI - percutaneous coronary intervention) stosowany jest powszechnie na całym świecie i doprowadził w ostatnich dekadach do rewolucji w dziedzinie leczenia chorób wieńcowych. Udział zabiegów tego typu wzrósł z ok. 10% w roku 1994 do ponad 80% w roku 2013, zastępując tym samym chirurgiczne procedury, tj. pomostowanie aortalno-wieńcowe, jako preferowaną metodę leczenia [1]. Metoda ta cechuje się większą skutecznością przy zachowaniu relatywnie niskich kosztów zabiegu, aniżeli wspomniana procedura pomostowania [2].

Zabiegi przezskórnej interwencji wieńcowej w znakomitej większości przypadków wiążą się ze wszczepieniem implantu w postaci stentu naczyniowego.

Pomimo dużej skuteczności oraz szerokiego zastosowania wspomnianej procedury u 12,7-19,0% pacjentów dochodzi do nawrotów stanów chorobowych. Statystyka ta ulega ciąglemu polepszeniu dzięki wprowadzaniu do użytku kolejnych generacji urządzeń medycznych, tj. np. stenty uwalniające leki. Szczególnie pomocne w tych wysiłkach okazują się być symulacje numeryczne.

W przedstawionym badaniu skupiono się na procesie dekompresji (rozprężania) stentu naczyniowego przeznaczonego do rewaskularyzacji tętnic wieńcowych. Proces ten jest kluczowy pod względem określenia efektywności pracy stentu naczyniowego. Przedmiotem badań jest stent metalowy rozprężany na baloniku typu niepodatnego (ang. noncompliant).

2. Opis badanego układu i metodologia badań

W klasycznym podejściu do przezskórnej interwencji wieńcowej, balonik angioplastyczny zaciśnięty nań stentem wprowadzany jest do ciała pacjenta, a następnie

przemieszczany na przewodniku do miejsca zwężenia. Po osiągnięciu docelowej lokacji, balonik jest rozprężany cieczą pod dużym ciśnieniem, co prowadzi do otwarcia tętnicy wieńcowej, jak również do dekompresji stentu, który dodatkowo zostaje dociśnięty promieniowo do ścianek naczynia. W ostatnim etapie ciśnienie w baloniku zostaje zastąpione podciśnieniem, co powoduje powtórna kompresję balonu i umożliwia jego ekstrakcję. Stent pozostaje w tętnicy i zapewnia odpowiednie podparcie tętnicy, zapobiegając jej powtórnemu zamknięciu [3].

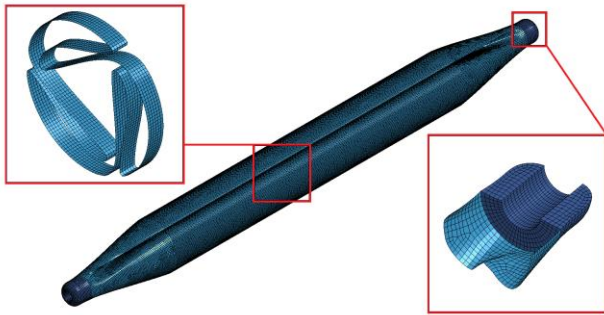
W niniejszym badaniu rozpatrywany jest kluczowy etap powyższego procesu, tj. rozprężanie balonika angioplastycznego oraz zaciśniętego na nim stentu przy pomocy cieczy pod wysokim ciśnieniem. Wzrost ciśnienia skutkuje stopniowym rozwijaniem balonu typu niepodatnego, który zwiększa swoją objętość i powoduje dekompresję stentu. Jest to zagadnienie o skomplikowanym charakterze kinematycznym.

W zdecydowanej większości pozycji literaturowych zagadnienie wymuszenia w ujęciu symulacji numerycznej z użyciem MES jest upraszczane do stałej funkcji ciśnienia działającego na elementy dyskretne stanowiące ściany balonika [4]. Podejście takie nie uwzględnia dynamicznej relacji ciśnienia w funkcji objętości napełnianego balonika, która występuje w rzeczywistości.

Z uwagi na powyższe, w opinii autorów niniejszej pracy, za wartościowe uważa się określenie wpływu tego zjawiska na uzyskiwane wyniki symulacji numerycznych. Utworzone zostały modele numeryczne, które wykorzystują różne schematy wymuszenia ciśnieniem przy zachowanych pozostałych aspektach symulacji.

3. Modelowanie numeryczne i symulacja

Model numeryczny balonika angioplastycznego (rys. 1.) opierał się na 194141 elementach skończonych (186221 pełnocątkowych 4-węzłowych elementów powłokowych oraz 7920 pełnocątkowych 8- węzłowych elementów bryłowych). Model materiałowy reprezentował klasyczne podejście sprężyste wg teorii Hooke'a ze stałymi przedstawionymi w tab. 1.

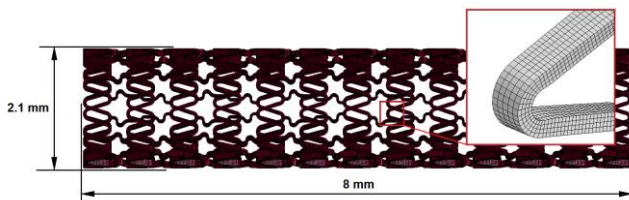


Rys. 1. Model MES balonika angioplastycznego

Tabela 1. Stałe materiałowe dla modelu balonika

Materiał	E [MPa]	ν [-]	ρ [kg/m ³]
Nylon®	900	0,30	1100

Model numeryczny stentu naczyniowego (rys. 2) zdyskretyzowany został przy użyciu 327520 pełnoczątkalnych 8-węzłowych elementów bryłowych [5]. Model konstytutywny odpowiadał materiałowi sprężysto- plastycznemu z umocnieniem kinematycznym wg stałych zamieszczonych w tab. 2.



Rys. 1. Model MES stentu naczyniowego

Tabela 1. Stałe materiałowe dla modelu stentu

Materiał	E [GPa]	ν [-]	σ_y [MPa]	E_T [MPa]
Stop kobaltowy	243	0,33	744	1515

Symulowane zjawisko cechuje się dużą nieliniowością (geometryczna, fizyczna oraz związana z zagadnieniem kontaktowym) przy zachowaniu quasi-statycznego charakteru zjawiska. W związku z powyższym zdecydowano się na zastosowanie schematu niejawnego wg algorytmu Newton'a- Raphson'a wspartego o zagadnienie dynamiczne wg schematu Newmark'a [6].

Zagadnienie kontaktowe realizowane było z użyciem metody funkcji kary z uwzględnieniem kinematyki kontaktu wg mechanizmu Mortar [7].

Do przeprowadzenia symulacji wykorzystano oprogramowanie LS-Dyna. Dzięki temu możliwe było zastosowanie wbudowanej funkcjonalności solvera w ramach pakietu *airbag*. Dokonuje on kalkulacji rozpatrywanej objętości w każdym kroku czasowym i doboru wartości ciśnienia wymuszającego zgodnie z poniższym równaniem [8]:

$$p = \frac{\beta \cdot v_i}{v_c} \quad (1)$$

gdzie: p -ciśnienie, β -zadana funkcja, v_i -objętość początkowa, v_c -objętość w danym kroku.

4. Wyniki symulacji i ich analiza

Na rys. 3. przedstawiono postaci deformacji układu balonik-stent naczyniowy w kluczowym momencie rozprężania dla wariantu ze stałą funkcją ciśnienia (u góry) oraz dla dynamicznej relacji ciśnienie- objętość (u dołu).



Rys. 3. Postać deformacji dla rozpatrywanych wariantów

5. Podsumowanie

Z powodzeniem przeprowadzono numeryczną analizę procesu rozprężania stentu naczyniowego z użyciem dynamicznej relacji ciśnienie-objętość, co uważane jest za główny element nowatorski pracy. Otrzymane wyniki pozwalają na sformułowanie następujących wniosków:

- 1) dynamiczna relacja ciśnienie-objętość może zostać z powodzeniem wprowadzona do symulacji numerycznych przy pomocy funkcji *airbag* dostępnej w oprogramowaniu LS-Dyna;
- 2) występują znaczne różnice dla uzyskiwanych postaci deformacji w przypadku zastosowania różnych podejść do zagadnienia wymuszenia przy czym za bliższe rzeczywistości traktuje się podejście z zastosowaniem dynamicznej relacji ciśnienie- objętość.

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; [Internet] http://dx.doi.org/10.1787/health_glance-2013-en.
- [2] Stroupe K.T., Morrison D.A., Hlatky M.A. i in., *Cost-effectiveness of coronary artery bypass grafts versus percutaneous coronary intervention for revascularization of high-risk patients*, *Circulation*, Vol. 114, No. 12, pp. 1251–1257, 2006.
- [3] Arjomand H., Turi Z.G., McCormick D., Goldberg S., *Percutaneous coronary intervention: historical perspectives, current status, and future directions*, *American Heart Journal*, Vol. 146, No. 5, pp. 787–796, 2003.
- [4] Martin D., Boyle F.J., *Computational structural modeling of coronary stent deployment: a review*, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 14, No. 4, pp.331-348, 2011.
- [5] Bukala J., Małachowski J., Kwiatkowski P., *Numerical analysis of stent expansion process in coronary artery stenosis with the use of non-compliant balloon*, *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, Vol. 36, No. 1, pp. 145–156, 2016.
- [6] Belytschko T., Liu W.K., Moran B., *Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures*, John Wiley & Sons Ltd. Chichester, pp. 317-337, 2000.
- [7] Puso M.A., Laursen T.A., *A Mortar segment-to-segment contact method for large deformation solid mechanics*, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 193, pp. 601-629, 2004.