



Optimalizacja cech geometrycznych stentu wieńcowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych*

W. Walke, Z. Paszenda, J. Marciniak

Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Wydział Mechaniczny Technologiczny,
Politechnika Śląska,
ul. Konarskiego 18a, 44-100 Gliwice

W pracy przedstawiono charakterystykę biomechaniczną układu stent - naczynie wieńcowe. W szczególności wyznaczono stan naprężeń i przemieszczeń w stencie wieńcowym w zależności od przyłożonego ciśnienia rozprężania. Na tej podstawie zoptymalizowano sparametryzowane cechy geometryczne zaproponowanej postaci stentu wieńcowego. Ponadto wyznaczono wartość ciśnienia nominalnego, dla którego rozkład naprężeń w elementach stentu wieńcowego, jak również ich przemieszczenia promieniowe zapewniają prawidłowy przebieg procesu implantacji.

1. WPROWADZENIE

Ostatnie lata przyniosły gwałtowny rozwój badań w dziedzinie kardiologii zabiegowej, mający na celu zminimalizowanie liczby operacji na otwartym sercu, przy jednoczesnym zastępowaniu ich działaniami o charakterze zabiegu. Angioplastyka wieńcowa (PTCA – Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty) jest alternatywną, mało inwazyjną metodą poprawiającą przepływ krwi w obszarze występowania przewężenia (w postaci blaszki miażdżycowej) naczyń wieńcowych. Jednakże często sam zabieg przezskórnej śródnaczyniowej angioplastyki wieńcowej nie wystarcza. Dlatego też, aby poprawić jego skuteczność lub zapobiec powtórnej restenozie stosuje się wewnątrznaczyniowe implanty tzw. stenty wieńcowe [1].

Stenty wieńcowe stanowią szczególną postać implantów wprowadzaną do układu sercowo-naczyniowego. Stanowią one rodzaj protezy naczyniowej, zadaniem której jest przywrócenie lub utrzymanie przepływu krwi w naczyniu wieńcowym. Wykonuje się je głównie ze stali Cr-Ni-Mo lub stopu z pamięcią kształtu (Ni-Ti). Stenty zakładane są na końcową część cewnika (opróżniony balonik), który podczas rozprężania powoduje trwałe odkształcenie implantu do określonej średnicy naczynia [1, 2].

Z uwagi na fakt, iż nie mamy możliwości badania wzajemnego oddziaływania stentów i naczyń wieńcowych w badaniach in vivo coraz więcej miejsca w literaturze poświęca się badaniom modelowym z wykorzystaniem metody elementów skończonych [3-5]. Dysponując trójwymiarowym modelem zaimplantowanego stentu do naczynia wieńcowego oraz jego

* Pracę zrealizowano w ramach projektu badawczego nr PBZ-KBN-082/T08/2002 finansowanego przez Komitet Badań Naukowych

parametrami mechanicznymi jesteśmy w stanie oszacować wzajemne relacje pomiędzy tymi obiektami. Prowadzone analizy dotyczą najczęściej rozkładu naprężeń i przemieszczeń poszczególnych elementów zamodelowanego układu oraz problematyki przepływu krwi. Tego rodzaju badania poddawane są również weryfikacji doświadczalnej, która umożliwi stworzenie modeli fizycznych i numerycznych z uwzględnieniem warunków fizjologicznych środowiska [6, 7]. Uzyskane z rozważań modelowych informacje są bardzo użyteczne do optymalizacji cech geometrycznych i materiałowych stentów, a jednocześnie dają przesłanki do techniki implantowania oraz prognozowania cech użytkowych tego rodzaju implantów.

2. METODYKA BADAŃ

Zasadniczym celem zrealizowanej pracy była optymalizacja cech geometrycznych zaproponowanej postaci stentu wieńcowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Zakres pracy obejmował:

- opracowanie modelu geometrycznego stentu wieńcowego,
- opracowanie modelu geometrycznego naczynia wieńcowego,
- opracowanie modelu obliczeniowego układu stent – naczynie wieńcowe,
- wyznaczenie charakterystyk biomechanicznych analizowanego układu stent – naczynie wieńcowe.

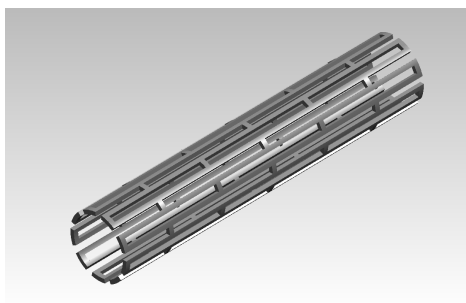
2.1. Model geometryczny i obliczeniowy stentu wieńcowego

W pracy zaproponowano model stentu wieńcowego typu slotted tube o postaci konstrukcyjnej przedstawionej na rys. 1a. Tego typu stenty wykonywane są z cienkościennej rurki, na powierzchni której techniką laserową wykonywane są wycięcia umożliwiające wymaganą zmianę średnicy podczas rozprężania na baloniku.

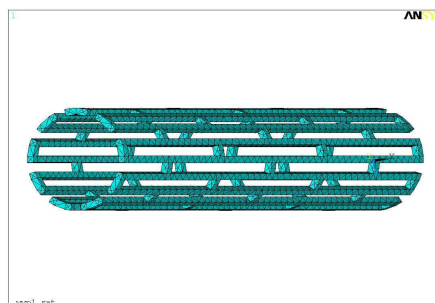
Opracowany model geometryczny stentu o średnicy zewnętrznej 2 mm podzielono na elementy skończone typu SOLID 45 – rys. 1b. Tego typu element używany jest przy modelowaniu przestrzennym i definiowany jest przez 8 węzłów mających po trzy stopnie swobody. Dla analizowanego modelu stentu przyjęto dane materiałowe odpowiadające stali AISI 316L w stanie przesyconym (wyznaczone za pomocą statycznej próby rozciągania):

- granica plastyczności $R_{p0,2} = 270$ MPa,
- moduł Younga $E = 200\,000$ MPa,
- liczba Poisson'a $\nu = 0,33$.

a)



b)



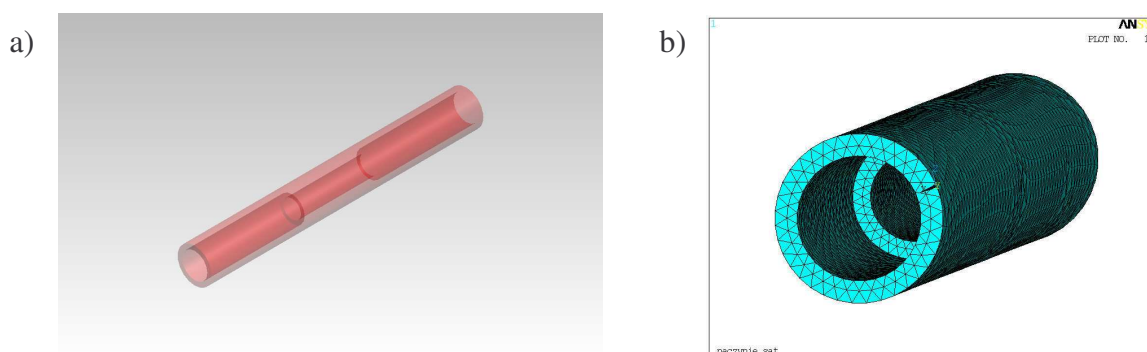
Rys.1. Model stentu wieńcowego: a - model geometryczny, b – model z nałożoną siatką elementów skończonych

2.2. Model geometryczny i obliczeniowy naczynia wieńcowego

Model geometryczny naczynia wieńcowego wykonany został w postaci cienkościennej rurki o długości 30 mm, średnicy wewnętrznej 2,8 mm i grubości ścianki 0,5 mm – rys.2a. We wnętrzu modelu naczynia zasymulowano jego przewężenie (wskutek odkładania się blaszki miażdżycowej) do średnicy 2 mm na odcinku równym 8,5 mm.

Opracowany model geometryczny naczynia wieńcowego podzielono na elementy skończone typu SOLID 45 – rys. 2b. Dla analizowanego modelu przyjęto następujące dane materiałowe:

- moduł Younga $E = 7,5 \text{ MPa}$,
- liczba Poisson'a $\nu = 0,44$.



Rys. 2. Model naczynia wieńcowego: a – model geometryczny, b – model z nałożoną siatką elementów skończonych

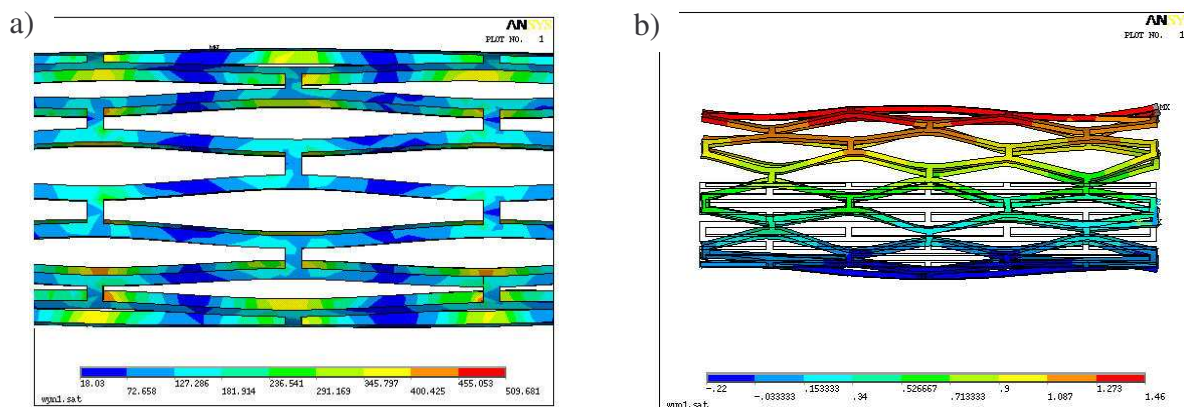
2.3. Model obliczeniowy układu stent – naczynie wieńcowe

W celu przeprowadzenia obliczeń numerycznych w dalszej kolejności opracowano model komputerowy zawierający przygotowane modele stentu oraz naczynia wieńcowego. Stopnie swobody stentu oraz naczynia wieńcowego odebrano w taki sposób, aby odzwierciedlały warunki rzeczywiste. Naczynie wieńcowe zostało utwierdzone za pomocą dwóch podpór. Jedna uniemożliwiała realizację ruchów prostoliniowego oraz obrotowego względem stałego układu odniesienia OXYZ. Natomiast druga podpora umożliwiała realizację przemieszczeń jedynie wzdłuż osi Y przyjętego układu odniesienia OXYZ. Ponadto wewnętrzne ścianki stentu poddane zostały oddziaływaniu ciśnienia, które odzwierciedlało rzeczywiste warunki rozprężania (oddziaływanie balonika na stent). W miejscu przewężenia, mającym symulować zmiany miażdżycowe w naczyniu wieńcowym, przyłożono ciśnienie będące sumą oddziaływań rozprężającego się stentu oraz ciśnienia wywieranego przez balonik. Obliczenia przeprowadzono z wykorzystaniem programu Ansys 6.1.

3. WYNIKI BADAŃ

Pierwszy etap badań obejmował analizę stanu naprężeń elementów stentu wieńcowego poddawanego procesowi rozprężania przy ciśnieniu 0,8 MPa. Tego rodzaju symulacje prowadzono dla przyjętego modelu stentu wieńcowego o zróżnicowanych cechach geometrycznych (za wyjątkiem średnicy zewnętrznej). Do podstawowych wielkości sparametryzowanych opisujących postać geometryczną stentu należały: grubość ścianki stentu, szerokość wycięć, szerokość pojedynczego segmentu. Wyniki tych badań umożliwiły

zoptymalizowanie cech geometrycznych proponowanej postaci stentu wieńcowego przy założeniu, że naprężenia w przegubach przekroczyły wartość przyjętej do obliczeń granicy plastyczności $R_{p0,2}$ oraz nastąpiły zmiany geometrii stentu umożliwiające jego implantację – rys. 3.



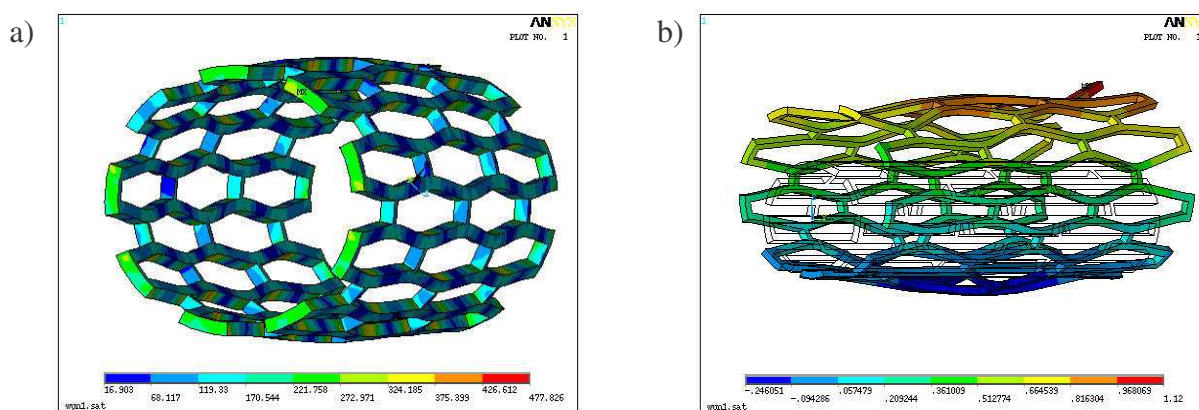
Rys. 3. Wyniki obliczeń numerycznych przy ciśnieniu rozprężania stentu równym 0,8 MPa: a – rozkład naprężeń w elementach stentu wieńcowego, b – przyrost średnicy stentu

Kolejny etap pracy obejmował wyznaczenie charakterystyki zmiany naprężeń maksymalnych występujących w stencie oraz zmiany przyrostu jego średnicy w funkcji zmieniającego się ciśnienia rozprężającego – tablica 1, rys. 4. Te obliczenia przeprowadzono jedynie dla zoptymalizowanych cech geometrycznych proponowanej postaci implantu. Na podstawie analizy uzyskanych wyników stwierdzono, że średnica zewnętrzna stentu osiągnie wartość 2,8 mm (co odpowiada średnicy wewnętrznej naczynia w miejscu nie zwężonym) przy ciśnieniu rozprężania równym 0,75 MPa.

Tablica 1

Zmiana naprężeń maksymalnych oraz przyrostu średnicy stentu w funkcji ciśnienia rozprężania

Ciśnienie, MPa	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8
Naprężenia max., MPa	127	191	254	318	382	445	509
Przyrost średnicy, mm	0,015	0,025	0,035	0,045	0,14	0,85	1,6



Rys. 4. Wyniki analizy numerycznej stentu wieńcowego przy ciśnieniu rozprężania równym 0,75 MPa: a – rozkład naprężeń w elementach stentu wieńcowego, b - przyrost średnicy stentu

Dla zoptymalizowanej postaci stentu wieńcowego wyznaczono dodatkowo zależności skrócenia stentu oraz stopnia ostentowania naczynia wieńcowego w funkcji zmiennego ciśnienia rozprężania. Znajomość tych wielkości jest bardzo istotna z punktu widzenia skuteczności przeprowadzonego zabiegu implantacji stentu. Wyniki tych obliczeń przedstawiono w tabelicy 2.

Tabela 2

Zmiana stopnia ostentowania oraz skrócenia stentu w funkcji ciśnienia rozprężania

Ciśnienie, MPa	0,65	0,7	0,75	0,8
Skrócenie, %	0,47	0,7	0,94	1,17
Stopień ostentowania, %	26	23	20	17

4. PODSUMOWANIE

Przeprowadzona analiza numeryczna z wykorzystaniem metody elementów skończonych pozwoliła na zoptymalizowanie cech geometrycznych zaproponowanej postaci stentu wieńcowego, która spełnia uwarunkowania techniki implantowania.

Na podstawie przeprowadzonych obliczeń numerycznych wyznaczono wartość ciśnienia nominalnego (0,75 MPa) dla której rozkład naprężeń w elementach stentu wieńcowego, jak również ich przemieszczenia promieniowe zapewniają prawidłowość przebiegu procesu implantacji – tabela 1. Wyznaczone w pracy wartości stopnia ostentowania (20%) oraz skrócenia (0,94%) zoptymalizowanej postaci implantu po jego rozprężeniu mieszczą się w zakresie wartości zalecanych przez dane literaturowe.

LITERATURA

1. M. Zembala: Chirurgia naczyń wieńcowych. PZWL, Warszawa, 2002.
2. Z. Paszenda: Problematyka tworzyw metalowych stosowanych na implanty w kardiologii zabiegowej. *Inżynieria Biomateriałów*, 2002, 21, s. 3-9.
3. Dumoulin C., Cochelin B.: Mechanical behaviour modellin of balloon-expandable stents. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33, 1461-1470.
4. J. Wentzel, D. Whelan et al.: Coronary stent implantation changes 3-D vessel geometry and 3-D shear stress distribution. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33, 1287-1295.
5. F. Etave, G. Finet, M. Boivin, J. Boyer, G. Rioufol, G. Thollet.: Mechanical properties of coronary stents fetermined by using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34, 1065-1075.
6. Bertolotti C., Deplano V.: Three-dimensional numerical simulations of flow through a stenosed coronary bypass. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33, 1011-1022.
7. Fabrigues S., Baijens K., Rieu R., Bergeron P.: Hemodynamics of endovascular prostheses. *Journal of Biomechanics*, 1998, 31, 45-54.