



POLISH ACADEMY OF SCIENCES - MATERIALS SCIENCE COMMITTEE
SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY OF GLIWICE
INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS
ASSOCIATION OF ALUMNI OF SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

Conference
Proceedings

11th INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE
ACHIEVEMENTS IN MECHANICAL & MATERIALS ENGINEERING

Analiza stanu naprężeń i przemieszczeń w warunkach angioplasyki wieńcowej

W. Walke, W. Kajzer, M. Kaczmarek, J. Marciniak

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

W pracy przedstawiono charakterystykę biomechaniczną układu stent-naczynie wieńcowe. W szczególności wyznaczono stan naprężeń i przemieszczeń dla zaproponowanej przez autorów postaci stentu wieńcowego w warunkach odzwierciedlających jego technikę implantacji. Uzyskane w pracy wyniki mogą stanowić podstawę do optymalizacji cech geometrycznych proponowanej postaci stentu, jak i własności mechanicznych biomateriału metalicznego z którego przewiduje się jego wykonanie.

1. WPROWADZENIE

Choroba wieńcowa jest przewlekłym schorzeniem naczyń wieńcowych. Oznacza to, że naczynia wieńcowa, do których zaliczamy tętnice i żyły doprowadzające i odprowadzające krew do i z mięśnia sercowego, zmieniają swoją strukturę wewnętrzną. Następuje ich zwężenie, co powoduje znaczne utrudnienie przepływu krwi, a w efekcie niedokrwienie zaopatrywanego przez nie obszaru. Tętnice ulegają zwężeniu w wyniku narastania w nich tzw. blaszki miażdżycowej, która odkłada się na ściankach naczyń krwionośnych. Narasta ona stopniowo i coraz bardziej zwęża światło tętnicy, usztywniając ścianki i utrudniając regulację średnicy naczynia. W krańcowej postaci choroby niedokrwiennej serca może dojść do całkowitego zablokowania tętnic i w następstwie do zawału mięśnia sercowego [1].

Ostatnie dwudziestolecie przyniosło przełomowe zmiany w diagnostyce i leczeniu chorób układu naczyniowego. Dynamiczny rozwój ultrasonografii, rezonansu magnetycznego i tomografii komputerowej znacznie uzupełnił lub zastąpił klasyczną diagnostykę angiograficzną. Ponadto na skutek przekształcenia monitorowanych radiologicznie inwazyjnych badań diagnostycznych w zabiegi terapeutyczne powstała nowa dziedzina medycyny nazwana radiologią interwencyjną. Jednym z istotnych obszarów zainteresowań tej dyscypliny medycznej są zabiegi wewnątrznaczyniowe, zmierzające do przywrócenia drożności naczyń obwodowych w chorobach niedokrwienych [1].

Techniki zabiegów wewnątrznaczyniowych są nieustannie doskonalone. Każdy kolejny rok przynosi istotny postęp. Rozwój historyczny tych metod można w dużym przybliżeniu przedstawić następująco:

- lata siedemdziesiąte - rozwój angioplastyki balonami wysokociśnieniowymi,

Pracę zrealizowano w ramach projektu badawczego nr 7 T08C 057 17 finansowanego przez Komitet Badań Naukowych.

- lata osiemdziesiąte - wdrożenie atektomów i urządzeń laserowych,
- lata dziewięćdziesiąte - rozwój techniki „stentów” naczyniowych.

W artykule przedstawiono analizę biomechaniczną zaprojektowanego stentu wieńcowego z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Analizę biomechaniczną przeprowadzono, wykorzystując program ANSYS 5.6.1.

Zakres pracy obejmował:

- wyznaczenie stanu naprężeń,
- wyznaczenie stanu odkształceń,
- wyznaczenie odkształceń liniowych (przesunięcie osiowe Δl oraz przesunięcia promieniowe Δr (dla stentu) i Δr_k (dla powierzchni kontaktu)),
- wyznaczenie powierzchni ostentowania,

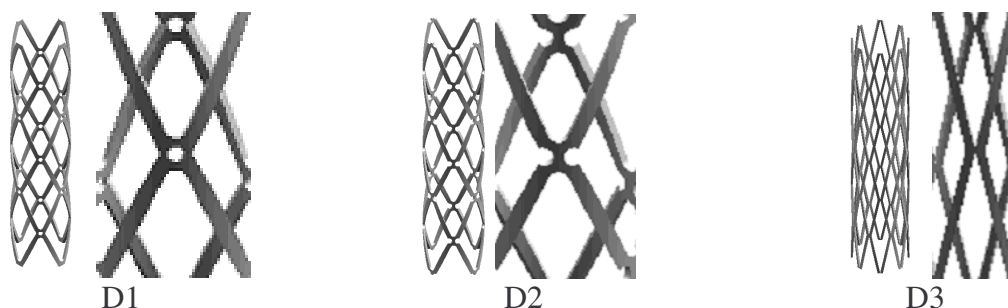
Analizę biomechaniczną przeprowadzono w funkcji takich parametrów charakteryzujących stent jak:

- rodzaj materiału,
- postać geometryczna,
- wielkość ciśnienia rozprężającego.

2. METODYKA BADAŃ

2.1. Budowa modelu geometrycznego i obliczeniowego stentu wieńcowego

W oparciu o analizę literaturową oraz wstępne obliczenia zaproponowano trzy postacie geometryczne stentów wieńcowych – rys. 1.



Rys. 1. Postacie konstrukcyjne stentu typu „D”

Dokonując oceny stentów przedstawionych na rys. 1 do przeprowadzenia szczegółowej analizy biomechanicznej metodą elementów skończonych wytypowano stent D3.

Opracowany model geometryczny podzielono na elementy skończone typu SOLID 45. Jest to element o ośmiu węzłach: I, J, K, L, M, N, O, P i trzech stopniach swobody, gdzie więzy nakładane mogą być w trzech kierunkach: X, Y, Z. Tego rodzaju element jest używany dla modelowania trójwymiarowych konstrukcji przestrzennych, w których występują między innymi:

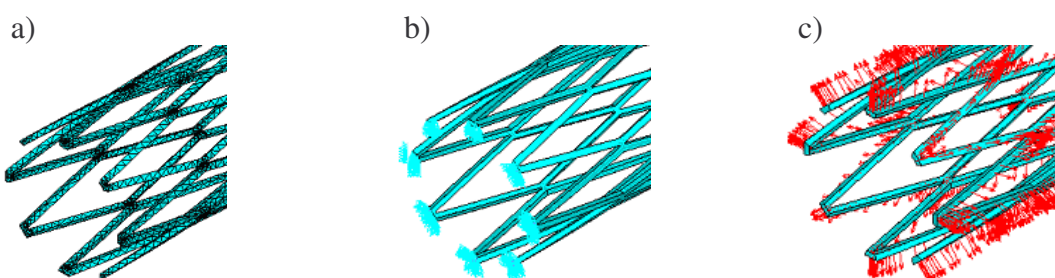
- odkształcenia plastyczne,

- duże naprężenia.

Dla analizowanego modelu stentu przyjęto następujące własności materiałowe [2, 4]:

- moduł Younga: $E = 200000 \text{ MPa}$,
- liczba Poisson'a: $\nu = 0.33$,
- granica plastyczności: $R_{0.2} = 690 \text{ MPa}$.

Model geometryczny stentu wieńcowego z nałożoną siatką elementów skończonych pokazano na rys. 2a. Kolejnym etapem przygotowania modelu do obliczeń numerycznych było nadanie warunków brzegowych - rys. 2b. Takie warunki brzegowe powodują, iż w pełni rozprężyć może się jedynie środkowy segment stentu umożliwiając analizę kontaktu z naczyniem wieńcowym. Następnie założono ciśnienie rozprężające stent. Przyjęto, zgodnie z rzeczywistymi warunkami przebiegu zabiegu, iż ciśnienie rozprężające zadawane jest na wewnętrzną powierzchnię stentu, co przedstawiono schematycznie na rys. 2c.

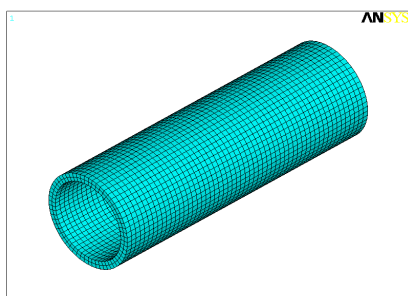


Rys. 2. Model obliczeniowy stentu wieńcowego. a) z naniesioną siatką elementów skończonych, b) miejsce przyłożenia podpór, c) rozkład ciśnienia podczas rozprężania

2.1.1. Model obliczeniowy naczynia wieńcowego

W pracy analizowano współpracę stentu z naczyniem wieńcowym. W tym celu zamodelowano również naczynie w postaci cienkościennej rurki o średnicy wewnętrznej 3mm i grubości ścianki równej 0,5mm. Dla tak przygotowanego modelu przyjęto następujące własności materiałowe [5]: moduł Younga ($E_1 = 7,5 \text{ MPa}$), liczba Poisson'a ($\nu_1 = 0.44$).

Model naczynia wieńcowego z nałożoną siatką elementów skończonych przedstawiono na rys. 3.

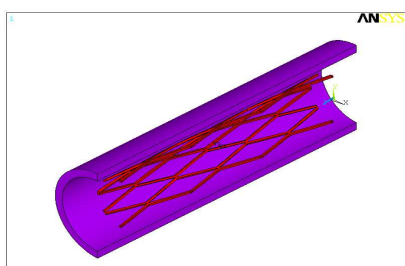


Rys. 3. Naczynie wieńcowe z nałożoną siatką elementów skończonych

2.1.2. Model układu „stent – naczynie wieńcowe”

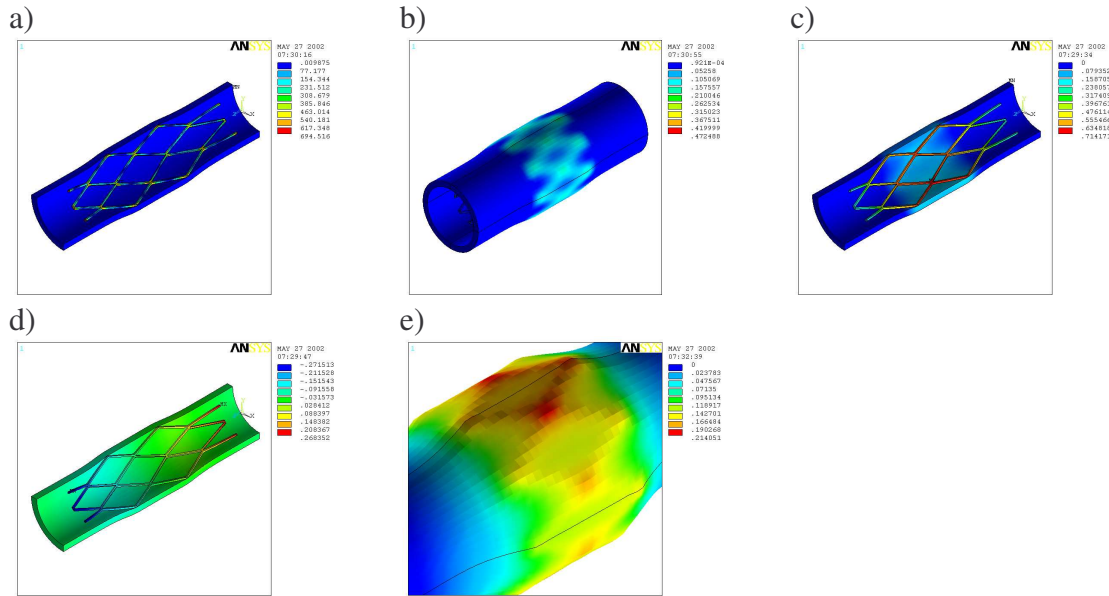
W celu przeprowadzenia obliczeń symulacyjnych i analizy kontaktu stentu z naczyniem wieńcowym został opracowany model komputerowy zawierający przygotowane wcześniej modele stentu i naczynia wieńcowego – rys. 4.

Proces implantacji polega na trwałym (plastycznym) odkształceniu stentu w naczyniu wieńcowym na skutek rozprężania go na baloniku. Proces odkształcenia stentu odbywa się w warunkach nieliniowych, dlatego też w oparciu o dane materiałowe (tablica 1) sporządzono

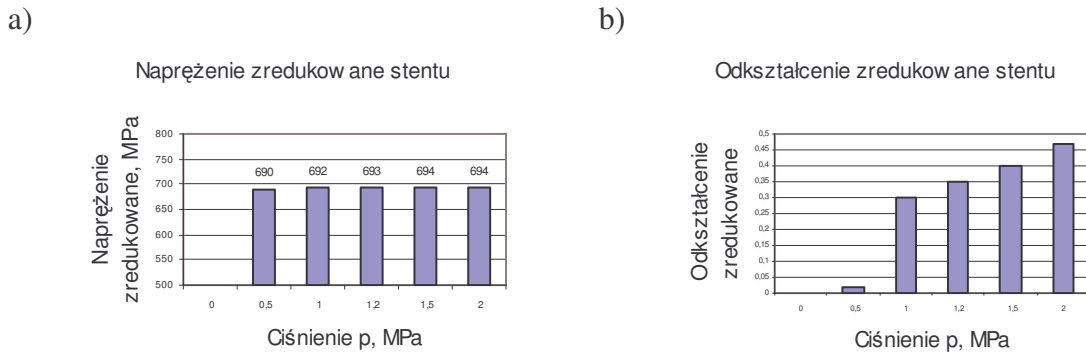


Rys. 4. Model naczynia i stentu wieńcowego - widok w przekroju

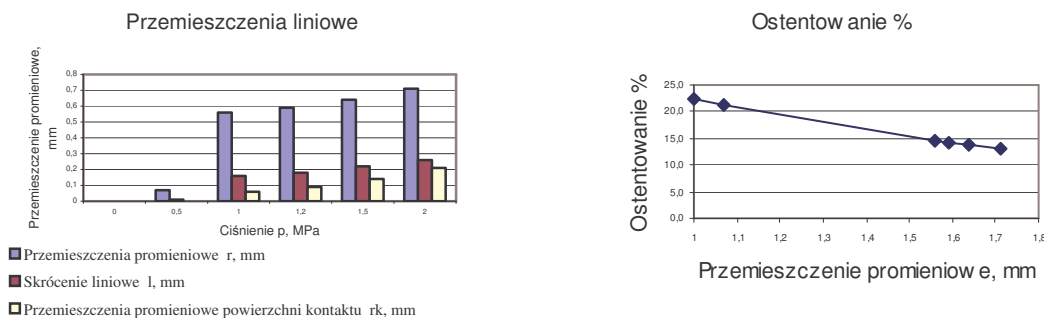
0	0	0	-	0	0	0	22,6
0,5	7 ÷ 690	0 ÷ 0,02	0,8	0,07	0	0,01	21,1
1	0 ÷ 692	0 ÷ 0,30		0,56	0,06	0,16	14,5
1,2	0 ÷ 693	0 ÷ 0,35		0,59	0,09	0,18	14,2
1,5	0 ÷ 694	0 ÷ 0,40		0,64	0,14	0,22	13,8
2	2 ÷ 694	0 ÷ 0,47		0,71	0,21	0,26	13,2



Rys. 6. Wyniki obliczeń numerycznych podczas kontaktu stentu z naczyniem wieńcowym, ciśnienie rozprężające 2 MPa. a) stan naprężenia, b) stan odkształcenia, c) przemieszczenie promieniowe Δr , d) przemieszczenie osiowe Δl , e) przemieszczenie promieniowe powierzchni kontaktu Δr_k



c) d)



Rys. 7. Zależności uzyskane w wyniku przeprowadzonych obliczeń symulacyjnych. a) naprężenia w funkcji ciśnienia rozprężającego, b) odkształcenia w funkcji ciśnienia rozprężającego, c) przeszczenie osiowe Δl , przeszczenia promieniowego Δr i przeszczenia promieniowego powierzchni kontaktu Δr_k w funkcji ciśnienia rozprężającego, d) ostentowania w funkcji przeszczenia promieniowego

4. WNIOSKI

W wyniku przeprowadzonej analizy numerycznej zaproponowano nową postać geometryczną stentu wieńcowego, która spełnia uwarunkowania techniki implantowania.

Na podstawie przeprowadzonych badań symulacyjnych wyznaczono stan naprężeń, odkształceń (przeszczeń osiowych i promieniowych) oraz zakresu wartości ostentowania dla różnych wielkości ciśnienia rozprężającego. Analiza uzyskanych wyników obliczeń symulacyjnych pozwala na sformułowanie następujących wniosków:

- ciśnienie 0,5 MPa nie zapewnia trwałego odkształcenia plastycznego stentu i tym samym nie pozwala osiągnąć żądanej średnicy rozprężania,
- zastosowanie ciśnienia z zakresu 1÷2 MPa pozwala na prawidłowy przebieg inplantacji stentu z uzyskaniem wymaganej średnicy końcowej,
- skrócenie liniowe stentu w zakresie stosowanych ciśnień wynosi 0÷0,31 mm i jest zdecydowanie mniejsze niż uzyskane wartości przeszczeń promieniowych, które mieściły się w granicach 0÷0,71 mm,
- zaproponowana postać geometryczna stentu wieńcowego jak i własności mechaniczne stali austenitycznej, przyjętej do analizy umożliwiają wykonanie stentu, który spełnia wymagania tzn.: rozprężenia się ze średnicy 2 mm do założonej średnicy 3 mm w przedziale dopuszczalnych w zabiegu implantowania stentu ciśnień maksymalnie wynoszących 2 MPa.

LITERATURA

1. O. Rowiński, M. Januszewicz: Angioplastyka naczyń obwodowych. Gazeta lekarska 1/1997.
2. J. Marciniak: Biomateriały. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2002.
3. Hensel, T. Spittel: Kraft – und Arbeitsbedarf bildsamer Formgebungs-verfahren. VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig 1978.
4. M. Kaczmarek, J. Marciniak: Determining biomechanical characteristics of POLFIX stabilizing–manipulating system with the use of finite elements method. STUSYM 2000, Zakopane 2000.

5. B. Purinia, W. Kasjanow: Biomechaniczeskije swojstwa koronarnych arterii cielawieka. Kardiologija, 1977, s.108-111.