



Zastosowanie symulacji komputerowych opartych na Metodzie Elementów Skończonych w inżynierii materiałowej

T. Rosikoń^a, A.J. Nowak^b

^a Student Politechniki Śląskiej, Wydział Mechaniczny Technologiczny

^b Politechnika Śląska, Wydział Mechaniczny Technologiczny, Instytut Materiałów Inżynierskich i Biomedycznych, Zakład Technologii Procesów Materiałowych, Zarządzania i Technik Komputerowych w Materiałoznawstwie
email: agnieszka.j.nowak@polsl.pl

Streszczenie: Prezentowana praca dotyczy zastosowania Metody Elementów Skończonych w inżynierii materiałowej. W pracy skupiono się na przedstawieniu zastosowania Metody Elementów Skończonych w medycynie. Przedstawiono również metodologię wyznaczania charakterystyki biomechanicznej dla stentu kardiochirurgicznego. Stworzono dwanaście modeli geometrycznych. Modele zostały poddane dyskretyzacji oraz badaniom symulacyjnym z wykorzystaniem Metody Elementów Skończonych.

Abstract: Presented work concerns the application of finite element method in material engineering. The paper focuses on presenting the application of the finite element method in medicine. The methodology of determining the biomechanical characteristic of a surgery stent was presented. There were created twelve geometric models. Models have been subject to discretization and simulation using finite element method.

Słowa kluczowe: MES, stent kardiochirurgiczny, charakterystyka biomechaniczna

1. WSTĘP

Metoda Elementów Skończonych od ponad pół wieku znajduje zastosowanie w wielu dziedzinach nauki. Początkowo nie miała zbyt szerokiego zastosowania, lecz wraz z gwałtownym rozwojem komputerów jej potencjał zaczął być wykorzystywany w 100%. W dzisiejszych czasach metoda ta znajduje zastosowanie w takich dziedzinach nauki, jak: mechanika konstrukcji, mechanika płynów, biomechanika, akustyka, elektromagnetyzm, przewodnictwo cieplne oraz pola stężone będące kombinacją wymienionych dziedzin nauki.

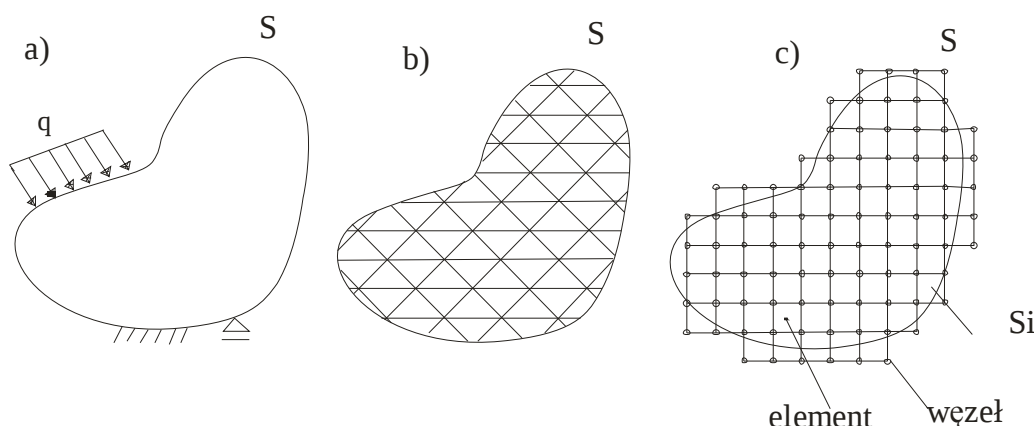
Ciekawie z punktu widzenia inżynierii materiałowej jest zastosowanie Metody Elementów Skończonych w projektowaniu komponentów do zastosowań medycznych. Obecnie wykorzystuje się je do projektowania złączy kostnych, stentów, endoprotez, zastawek, a nawet zębów. Sprzyja to eliminacji błędów już w fazie przedprodukcyjnej, co zdecydowanie wpływa na obniżenie kosztów produkcji oraz skraca czas wykonania gotowego elementu. Dzięki zastoso-

waniu Metody Elementów Skończonych w medycynie można między innymi zbadać, jakim naprężeniom poddawana jest np. endoproteza stawu biodrowego, w jakich miejscach znajdują się najbardziej podatne na naprężenia i odkształcenia obszary, oraz czy endoproteza jest odpowiednio dopasowana do potrzeb pacjenta bez konieczności narażania go na bolesną operację oraz długotrwałą rehabilitację [5-8].

2. CECHY CHARAKTERYSTYCZNE MES

Głównym założeniem Metody Elementów Skończonych jest dyskretyzacja układów geometrycznych ciągłych. Polega ona na podziale danego układu na skończoną liczbę podobszarów. Skomplikowane części, a nawet zespoły są reprezentowane za pomocą możliwie prostych geometrycznie elementów składowych. Im więcej takich elementów składowych, tym dokładniejsze wyniki obliczeń [1,2,9,11].

Elementy skończone (tworzące model geometryczny ciągły) są ze sobą powiązane w węzłach i tworzą model geometryczny dyskretny. Dzięki temu transformujemy układ o nieskończonej liczbie stopni swobody w układ o skończonej ich liczbie. Dyskretyzacja modelu ciągłego została przedstawiona na rysunku 1. Widoczne na rysunku obciążenie ciągłe q oraz utwierdzenie noszą umowną nazwę warunków brzegowych układu [1,11,20].



Rysunek 1. Dyskretyzacja modelu ciągłego (transformacja w zbiór elementów skończonych): a) model geometryczny ciągły, b) model dyskretny idealny, c) model dyskretny obliczeniowy [20]

Figure 1. Discretization of continuous model (transformation into a set of finite elements): a) geometric model of continuous b) discrete model perfect, c) discrete model calculation [20]

Podczas obliczeń z zastosowaniem MES dyskretyzacji ulegają również wielkości fizyczne. Są one reprezentowane w układzie za pomocą funkcji ciągłych (utwierdzenia, przemieszczenia, naprężenia). Przy dyskretyzacji określonej wielkości fizycznej dążymy, za pomocą metod aproksymujących, do jak największego zbliżenia do siebie postaci dyskretniej oraz ciągłej [1,11,12,13,20].

3. BUDOWA MODELI MES

Pierwszym krokiem w rozwiązywaniu zagadnień za pomocą MES jest stworzenie odpowiedniego modelu matematycznego. Może on być jedno, dwu lub trójwymiarowy.

Możemy również określić jego kształt, miejsca podparcia oraz sposób obciążenia i własności materiałowe. Odpowiedni dobór modelu obliczeniowego ma bardzo duży wpływ na dokładność obliczeń i otrzymanych wyników [3,10,11,12].

Budowa modelu obliczeniowego wykonywana jest za pomocą preprocesora. Definiuje się w nim warunki brzegowe, własności materiałowe oraz buduje model geometryczny.

Siatka węzłów oraz elementów skończonych jest generowana automatycznie po wskazaniu typów elementów skończonych, z jakich chcemy korzystać oraz określeniu gęstości dyskretyzacji w poszczególnych modelach [12,13,18].

Program przeprowadza obliczenia na podstawie danych wprowadzanych przez użytkownika. Dane te dotyczą określenia rodzaju zagadnienia z jakim mamy do czynienia (np. statyka), metody rozwiązywania oraz jej głównych parametrów.

Otrzymane wyniki mogą być przedstawione za pomocą map warstwowych, animacji, wykresów itp. Odpowiedzialna za to jest część oprogramowania zwana postprocesorem [12,19,20].

4. ZASTOSOWANIE MES W MEDYCYNIE

Metoda Elementów Skończonych ze względu na wysoki poziom wiarygodności wyników symulacji znajduje coraz większe zastosowanie w medycynie. Obecnie największe zastosowanie zyskała w modelowaniu [3,4,16]:

- tkanek:
 - skóra,
 - kości,
 - mięśnie;
- implantów:
 - stenty,
 - stawy,
 - szczęka;
- pól fizycznych wewnątrz ciała:
 - akustyczne,
 - elektromagnetyczne,
 - elektryczne;
- przepływu krwi.

4.1. Stenty – charakterystyka

Stenty są stosowane jako pewnego rodzaju rusztowania w naczyniach krwionośnych. Wszczepiane są w miejsce krytycznie zwężonego odcinka w celu poszerzenia jego światła oraz podparcia ścian naczynia i zabezpieczenia przed ponownym zwężeniem. Stenty wykonywane są najczęściej z biomateriałów metalowych, chociaż zdarzają się również konstrukcje polimerowe. Wykonywane są one w postaci cienkościennych rurek, o ściankach w postaci drobnej siateczki [21].

Zależnie od sposobu implantacji i materiału wyróżnia się obecnie dwa podstawowe typy stentów [14,15]:

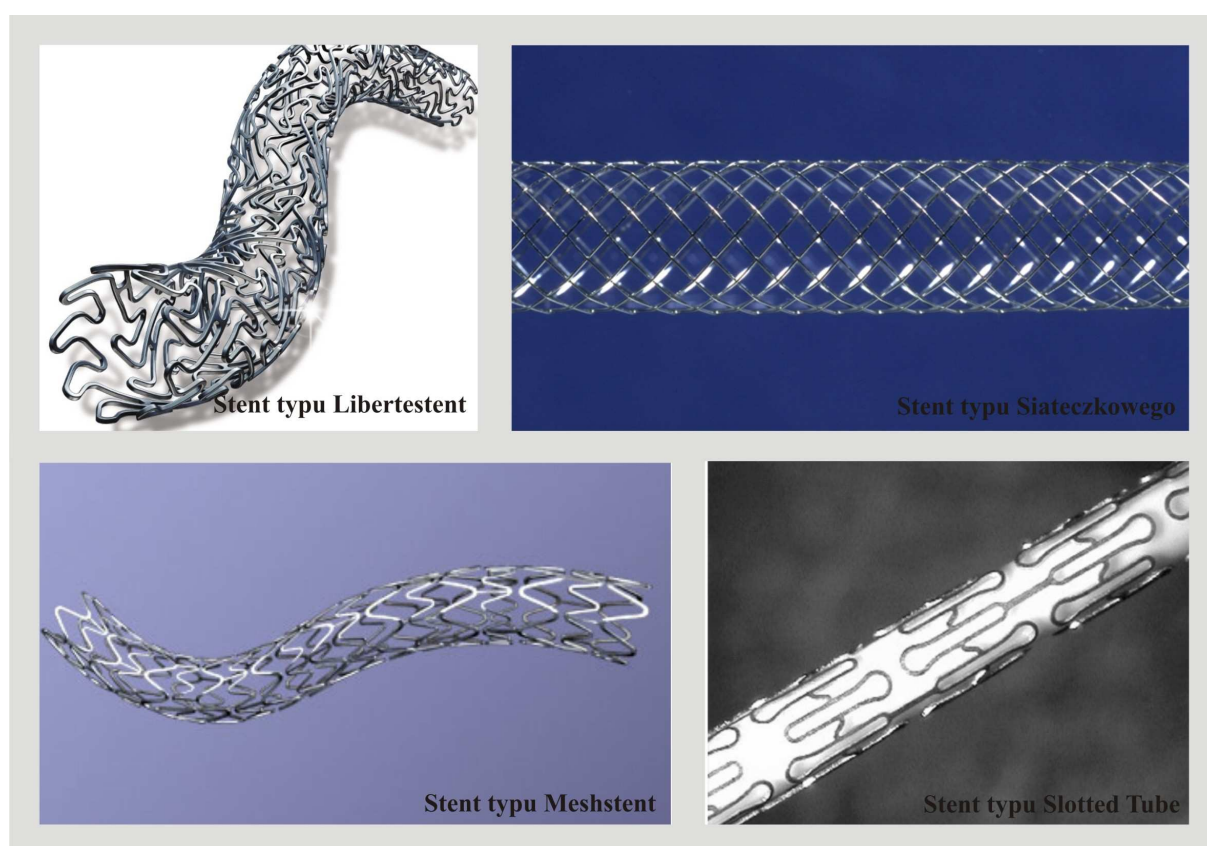
- stenty implantowane przy użyciu balonu – zastosowanie balonu wykorzystuje plastyczne własności stali nierdzewnej oraz ułatwia precyzyjne założenie stentu. Zaletą tego typu

stentu jest niski profil i mała powierzchnia metalu. Raz rozprężony stent, powyżej granicy plastycznych stali, nie zmienia już swego kształtu;

- stenty samorozprężalne – zbudowane są z elastycznej spirali drutu, która po samoistnym rozprężeniu może przyjmować różne wymiary, zachowując przy tym stałe odśrodkową siłę rozprężającą.

Ze względu na kształt wyróżniamy (rys. 2):

- stenty rurkowe z nacięciami (ang. *slotted tube*),
- stenty siateczkowe (ang. *mesh stent*),
- stenty o kształcie zwoju (ang. *coil*),
- stenty pierścieniowe (ang. *ring*),
- stenty złożone.



Rysunek 2. Przykładowe rodzaje stentów kardiologicznych [15]

Figure 2. Examples of the types of cardiac stents [15]

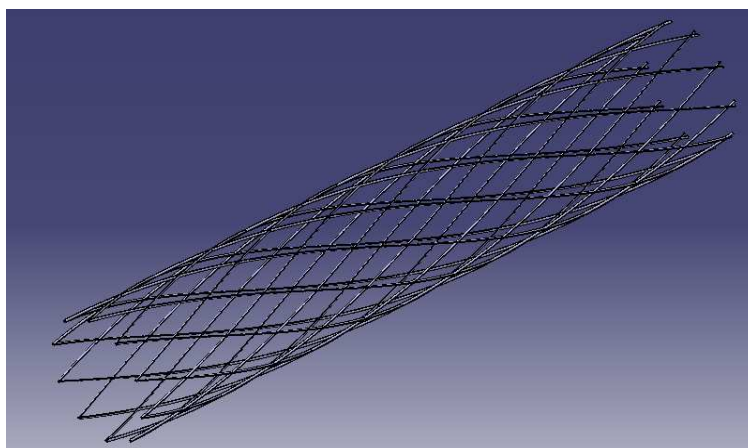
Na podstawie wieloletnich badań związanych z konstrukcjami stentów, a także z materiałami wykorzystywanymi do ich wytwarzania opracowano pożądaną charakterystykę stentu [14,15]:

- niski profil,
- giętkość zamkniętego stentu w wymiarze podłużnym,
- brak podatności na zgniatanie w wymiarze poprzecznym po otwarciu stentu,
- brak działania prozakrzepowego,
- brak własności korozyjnych,

- trwałość mechaniczna (zmęczeniowa),
- dobra widoczność we fluoroskopii,
- wysoki stosunek rozprężania (wymiar stentu zamkniętego do rozprężonego),
- dokładny i powtarzalny wymiar rozprężania,
- całkowity kontakt ze ścianą naczynia.

5. METODYKA BADAŃ

Do analizy wybrano model stentu kardiochirurgicznego typu siateczkowego (rys. 3) wraz z modelem naczynia krwionośnego. Analiza była wykonywana za pomocą Metody Elementów Skończonych w programie ANSYS Workbench. Głównym celem analizy było wyznaczenie naprężeń oraz odkształceń występujących w trakcie rozprężania stentu podczas implantacji metodą balonikową.



Rysunek 3. Model geometryczny stentu typu siateczkowego
Figure 3. Geometric model of the stent type (the reticular)

5.1. Model obliczeniowy

Jako parametry zmienne w analizie wybrano materiał, z którego stent został wykonany oraz średnicę drutu, a co za tym idzie średnicę łącznika (najbardziej narażonego elementu konstrukcji) oraz średnicę naczynia krwionośnego. Przyjęto dwa materiały stosowane obecnie na implanty – stal Cr-Ni-Mo oraz stal Co-Cr-W-Ni. Dane modelu wraz z wartościami zmiennych podano w tabelicy 1. Średnice drutów, z którego został wykonany stent wyniosły odpowiednio 0,1 mm oraz 0,2 mm. W tabelicy 2 podano skład chemiczny analizowanych materiałów, a w tabelicy 3 ich podstawowe własności. W celu uzyskania większej dokładności wyników, ułatwienia i przyspieszenia obliczeń oraz ze względu na powtarzalność konstrukcji obiektu, obliczenia prowadzono na pojedynczym ogniwie stentu w postaci konstrukcyjnej przedstawionej na rysunku 4. Na podstawie danych literaturowych przyjęto również następujące dane dla naczynia krwionośnego:

- moduł Younga E : 8 MPa,
- współczynnik Poissona ν : 0,4,

- grubość ścianki: 1,5 mm,
- średnica wewnętrzna: 7÷9 mm.

Tablica 1. Wartości geometryczne modeli

Table 1. The geometric models values

	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 5	Model 6
Średnica modelu, mm	6	6	6	6	6	6
Wysokość segmentu, mm	5,1	5,1	5,1	5,1	5,1	5,1
Średnica drutu, mm	0,1	0,1	0,1	0,2	0,2	0,2
Szerokość złączki, mm	0,19	0,19	0,19	0,32	0,32	0,32
Średnica naczynia krwionośnego, mm	7	8	9	7	8	9

Tablica 2. Skład chemiczny stopów zastosowanych na stenty wg normy ISO 5832-6 [17]

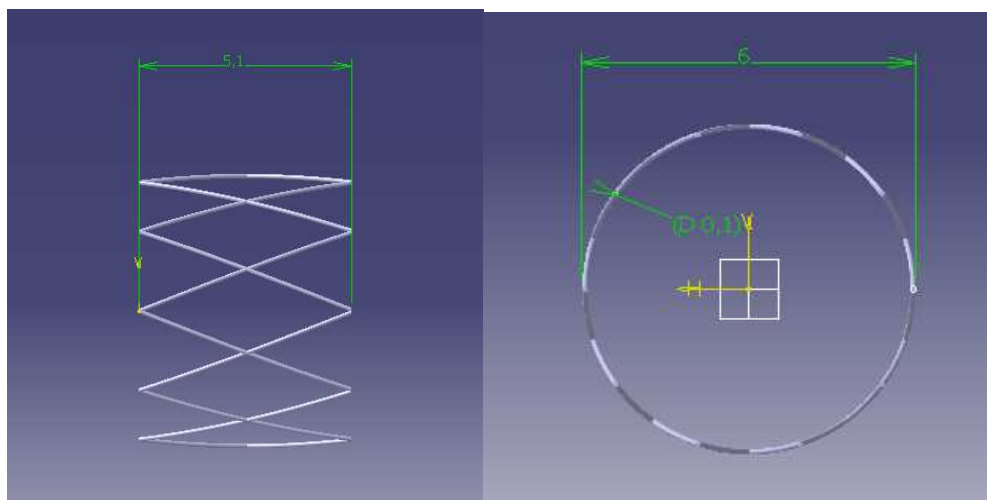
Table 2. The chemical composition of alloys used for stents according to ISO 5832-6 [17]

Stal	Stężenie pierwiastków, %									
	C	Cr	Ni	Mo	Mn	N	Nb	W	Co	Si
CrNiMo	<0,08	16,0÷23,0	11,0÷16,0	1,5÷5,0	<2,0	<0,10	0,10÷0,80	-	-	-
CoCrW-Ni	<0,025	19÷21	9÷11	-	<2,0	-	-	14÷16	reszta	<1,0

Tablica 3. Własności materiałów zastosowanych na stenty wg normy ISO 5832-6 [17]

Table 3. The properties of materials used for stents according to ISO 5832-6 [17]

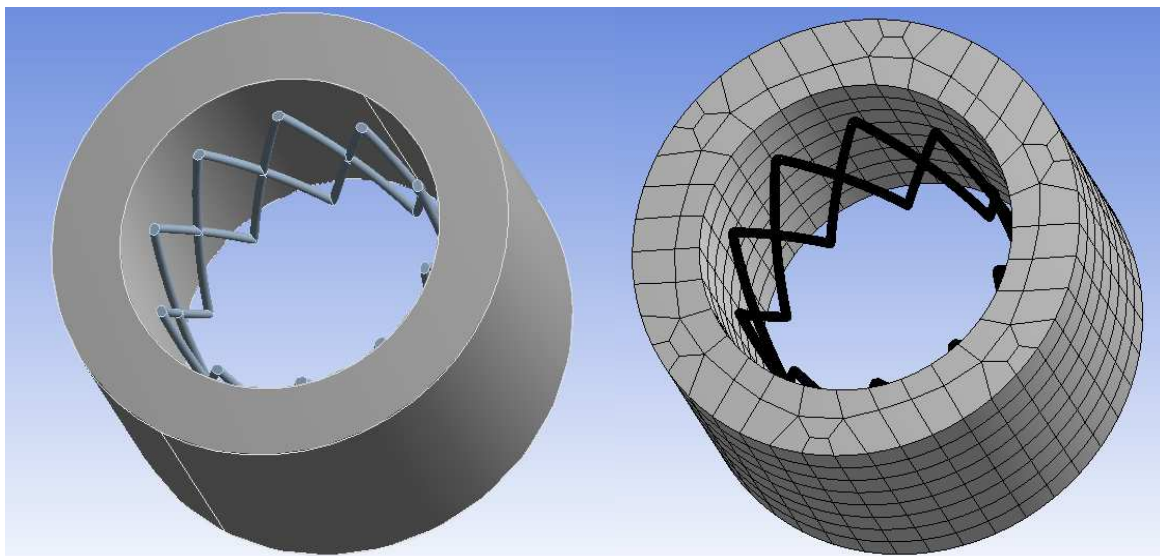
Rodzaj materiału	Moduł Younga E, MPa	Współczynnik Poissona ν	Wytrzymałość na rozciąganie R_m , MPa	Umowna granica plastyczności $R_{p0,2}$, MPa
Cr-Ni-Mo	200000	0,33	860	690
Co-Cr-W-Ni	220000	0,30	860	310



Rysunek 4. Postać konstrukcyjna oczka stentu zastosowanego do obliczeń o średnicy drutu 0,1 mm

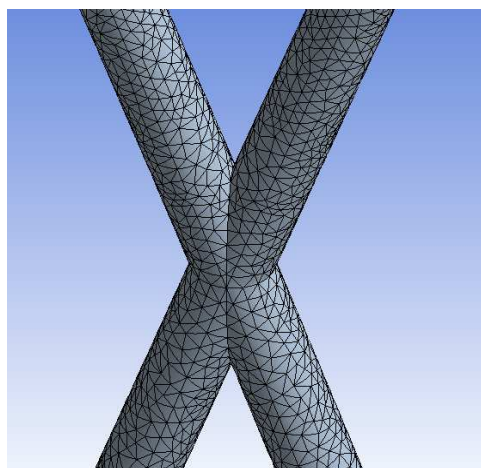
Figure 4. The construction form of eyes stent used for the calculation (diameter of the wire: 0.1 mm)

Na bazie wykonanego modelu geometrycznego wykonano siatkę elementów skończonych (rys. 5). W miejscu łącznika siatka elementów skończonych została zagęszczona w celu uzyskania dokładniejszych wyników (rys. 6).



Rysunek 5. Postać konstrukcyjna oczka stentu wraz z naczyniem oraz wygenerowana siatka na modelu

Figure 5. Construction form eyes stent with the vessel and the generated mesh mode



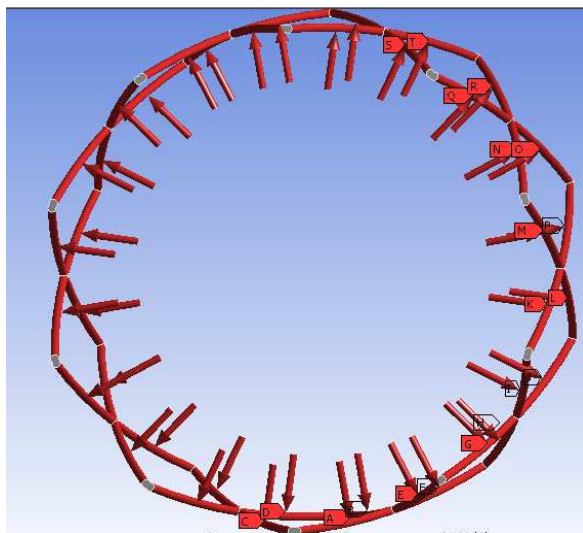
Rysunek 6. Miejsce łączenia drutów z zagęszczoną siatką elementów skończonych

Figure 6. The place connecting wires with dense mesh of finite elements

Program ANSYS Workbench automatycznie generuje siatkę elementów skończonych na podstawie swojej bazy danych, w oparciu o rodzaj elementu i typ materiału. Najczęściej do tego typu symulacji wykorzystywane są elementy typu Solid lub Shell. Wnętrze stentu zostanie w analizie poddane działaniu ciśnienia o wartości 0,8 MPa, które odwzorowuje ciśnienia, z jakim rozprężany jest balonik wewnątrz naczynia.

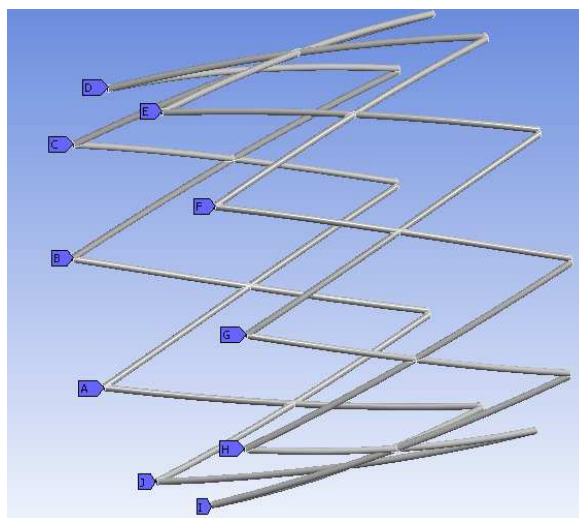
5.1. Warunki brzegowe

Stopnie swobody stentu zostały odebrane w taki sposób, by symulowały warunki rzeczywiste. Wewnętrzne ścianki stentu zostały poddane działaniu ciśnienia odzwierciedlającego ciśnienie działające na ścianki podczas rozprężania stentu za pomocą balonika. Siły rozprężające oraz warunki brzegowe nadane oczku stentu pokazano na rysunku 7. Podpory nadane oczku stentu pokazano na rysunku 8. Dodatkowo na stent zostały nadane ograniczenia w postaci naczynia krwionośnego, ograniczającego mu w pewnym stopniu swobodne rozszerzanie. Warunki brzegowe nadane w ten sposób symulują rozprężenie stentu tylko w jego środkowej części, która będzie miała kontakt z naczyniem krwionośnym.



Rysunek 7. Siły rozprężające nadane oczku stentu

Figure 7. The expanding forces given to the eyes stent



Rysunek 8. Podpory nadane oczku stentu

Figure 8. The supports given to the eyes stent

6. WYNIKI BADAŃ

Symulację przeprowadzono dla dwunastu modeli pojedynczego oczka stentu. Poszczególne modele różniły się od siebie zastosowanym materiałem, średnicą drutu oraz średnicą naczynia krwionośnego, w którym ogniwo to zostało umieszczone podczas przeprowadzonej symulacji numerycznej. Określone naprężenia i odkształcenia zredukowane oraz deformacje występujące w ogniwie podczas procesu implantacji metodą balonikową zestawiono w tablicy 4.

Tablica 4. Zestawienie wyników przeprowadzonych symulacji

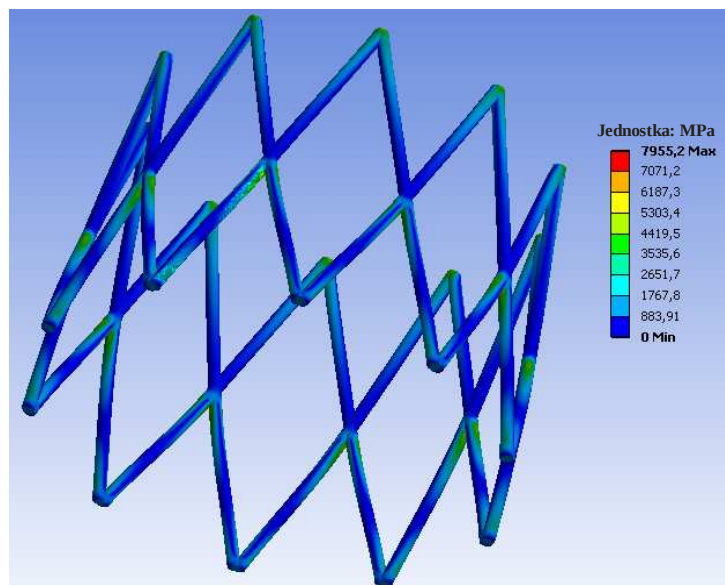
Table 4. The results of the simulations

Material	Średnica drutu, mm	Średnica naczynia, mm	Naprężenia zredukowane, MPa	Odkształcenia zredukowane, %	Deformacje, mm
CrNiMo	0,1	7	3508,4÷31525	0÷0,1578	0÷10,839
		8	3531,9÷31333	0÷0,1589	0÷10,838
		9	3481,5÷31787	0÷0,1566	0÷10,8396
	0,2	7	883,9÷7955,2	0÷0,0397	0÷1,1382
		8	925,0÷8325,5	0÷0,0416	0÷1,1386
		9	903,53÷8131,7	0÷0,0406	0÷1,1383
CoCrWNi	0,1	7	3519,2÷31673	0÷0,1439	0÷9,8622
		8	3544,4÷31899	0÷0,1449	0÷9,8609
		9	3490,8÷31417	0÷0,1428	0÷9,8627
	0,2	7	897,2÷8074,7	0÷0,0367	0÷1,0364
		8	942,8÷8485,1	0÷0,0386	0÷1,0368
		9	921,7÷8295,2	0÷0,0335	0÷1,0365

W oparciu o uzyskane wyniki symulacji można stwierdzić, że średnica naczynia krwionośnego nie ma istotnego wpływu na wyniki przeprowadzonej analizy. Dodatkowo można stwierdzić, że dla stentu o średnicy drutu 0,1 mm w obu przypadkach materiałowych zarówno naprężenia i odkształcenia zredukowane jak i deformacje są bardzo duże, co może świadczyć o zniszczeniu stentu podczas jego implantacji. Odnosząc się do zastosowanego materiału można wnioskować, iż występujące naprężenia są korzystniejsze dla stali Cr-Ni-Mo. Natomiast w kwestii odkształceń i deformacji występujących w badanych modelach stal Co-Cr-W-Ni reaguje lepiej niż stal Cr-Ni-Mo. Wartości maksymalne odkształceń i naprężeń zredukowanych występują w złączkach ogniwa niezależnie od rodzaju zastosowanego materiału oraz średnicy drutu. Przykładowy rozkład naprężeń w oczku stentu pokazano na rysunkach 9 i 10.

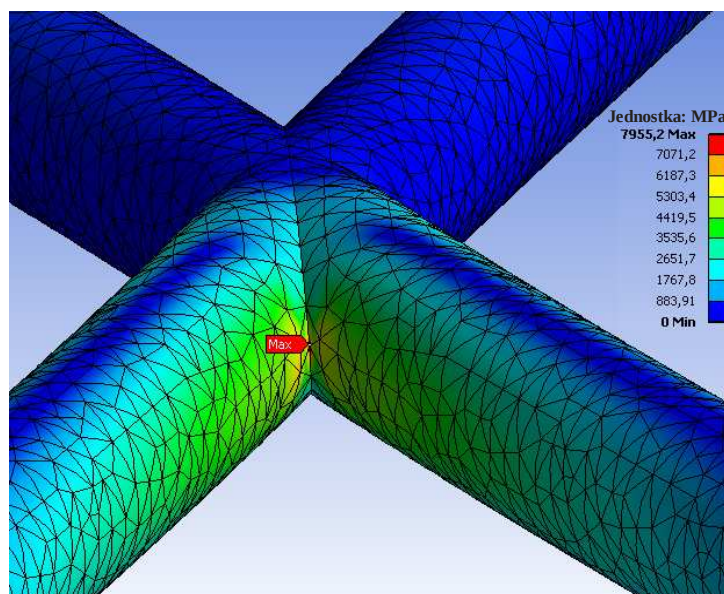
Z przeprowadzonych symulacji wynika, że największe naprężenia oraz odkształcenia zredukowane występują w łączeniu stentu. Zarówno w stentach wykonanych z drutu o średnicy 0,1 mm jak i drutu o średnicy 0,2 mm wartości maksymalnych naprężeń zredukowanym znajdują się w miejscu łączenia się drutów i znacznie przekraczają wartości wytrzymałościowe zastosowanego materiału.

Po zwiększeniu średnicy drutu z 0,1 mm na 0,2 mm zaobserwowano spadek naprężeń zredukowanych w zamodelowanych stentach nawet o 75%.



Rysunek 9. Naprężenia zredukowane w oczku stentu ze stali Cr-Ni-Mo o średnicy drutu 0,2 mm i średnicy naczynia krwionośnego 7 mm

Figure 9. Distribution of the stresses intensity in the eyes stent for Cr-Ni-Mo steel (diameter of the wire: 0,2 mm and the blood vessel: 7 mm)



Rysunek 10. Maksymalne naprężenia zredukowane w oczku stentu ze stali Cr-Ni-Mo o średnicy drutu 0,2 mm i średnicy naczynia krwionośnego 7 mm

Figure 10. Distribution of the stresses intensity in the place of the highest stress occurrence in the eyes stent for Cr-Ni-Mo steel (diameter of the wire: 0,2 mm and the blood vessel: 7 mm)

7. PODSUMOWANIE

W niniejszej pracy przedstawiono zastosowanie metod elementów skończonych do analizowania zachowania stentu kardiochirurgicznego podczas implantacji. W opracowaniu poddano analizie dwanaście modeli ogniwa stentu kardiochirurgicznego. Modele różniły się od siebie średnicą drutu, rodzajem materiału oraz średnicą naczynia krwionośnego, do której były implantowane. Analiza wykonywana była za pomocą programu ANSYS Workbench 11. W pierwszym etapie pracy zaprojektowano za pomocą programu Catia v.5 ogniwa stentu o zmiennej średnicy drutu wraz z naczyniem krwionośnym również o zmiennej średnicy. W drugim etapie pracy została przeprowadzona dyskretyzacja układu stent-naczynie krwionośne oraz została przeprowadzona analiza numeryczna z wykorzystaniem metody elementów skończonych. Dla poszczególnych modeli uzyskano wartości naprężeń zredukowanych, odkształceń zredukowanych oraz deformacji. W każdym przypadku maksymalne wartości naprężeń oraz odkształceń znajdowały się w miejscu łączenia drutów. W przypadku stentów o średnicy drutu 0,1 mm, w obu przypadkach materiałowych, wartości naprężeń oraz deformacji były bardzo duże w stosunku do stentów wykonanych z drutu o średnicy 0,2 mm. Deformacje były tak duże, że najprawdopodobniej podczas implantacji takiego stentu nastąpiłoby jego zniszczenie.

LITERATURA

1. A. Bokota, R. Grzymkowski, A. Kapusta, D. Słota, Metody numeryczne w zagadnieniach brzegowych, Wydawnictwo Pracowni Komputerowej Jacka Skalmierskiego, Gliwice, 1998.

2. C. Cichoń, Wprowadzenie do metody elementów skończonych: skrypt dla studentów wyższych szkół technicznych, Wydawnictwo Politechniki Krakowskiej, Kraków, 1994.
3. W. Chladek, G. Chladek, T. Lipski, J. Margielewicz, J. Żmudzki, Biomechaniczne problemy w konstruowaniu implantologicznego systemu stabilizacji protez całkowitych, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2008.
4. M. Darowski, Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000. T. 3: Sztuczne narządy, EXIT, Warszawa, 2001.
5. L.A. Dobrzański, A. Pusz, A.J. Nowak, M. Górniak, Constructional model of internal oesophageal prosthesis, Archives of Materials Science and Engineering 42/2 (2010) 69-76.
6. L.A. Dobrzański, A. Pusz, A.J. Nowak, M. Górniak, Examples of FEM applications to analysis the chosen issues from material engineering, Proceedings of the IMSP'2010, Pamukkale, Turkey, 2010.
7. L.A. Dobrzański, A. Pusz, A.J. Nowak, M. Górniak, Application of FEM for solving various issues in material engineering, Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering 42/1-2 (2010) 134-141.
8. L.A. Dobrzański, A. Pusz, A.J. Nowak, M. Górniak, Application of computer techniques in modelling of biofunctional implants, Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering (w druku).
9. R. Grzymkowski, A. Kapusta, D. Słota, I. Nowak, Metody numeryczne, zagadnienia brzegowe, Wydawnictwo Pracowni Komputerowej Jacka Skalmierskiego, Gliwice, 2003.
10. G. Gasiak, Metody numeryczne w mechanice, cz. 1: Metody elementów skończonych, Wydawnictwo Politechniki Opolskiej, Opole, 1997.
11. R. Grądzki, Wprowadzenie do metody elementów skończonych, Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź, 2002.
12. M. Kleiber, Wprowadzenie do metody elementów skończonych, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 1984.
13. E. Majchrzak, B. Mochnacki, Metody numeryczne: podstawy teoretyczne, aspekty praktyczne i algorytmy, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2004.
14. J. Marciniak, Stal austenityczna – podstawowe tworzywo implantacyjne w chirurgii urazowo-ortopedycznej, Ortopedia. Traumatologia. Rehabilitacja 3 (2000) 52-58.
15. J. Marciniak, Z. Paszenda, W. Walke, M. Kaczmarek, J. Tyrlik-Held, W. Kajzer, Stenty w chirurgii małoinwazyjnej, Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice, 2006.
16. Ł. Mazurkiewicz, J. Małachowski, Test optymalizacji ażurowej konstrukcji cylindrycznej z wykorzystaniem narzędzi LS-Opt i HyperMesh, Mechanik 1 (2010) 68.
17. ISO 5832-6:1997 – Implants for surgery – Metallic materials – Part 6: Wrought cobalt-nickel-chromium-molybdenum alloy.
18. strona internetowa: <http://domeny.idg.pl/artykuly/25020/Szybkie.elementy.w.MES.html>
19. strona internetowa: <http://www.icm.edu.pl/kdm/Adina>
20. strona internetowa: http://www.kkiem.agh.edu.pl/dydakt/fem/prog_mes.htm
21. strona internetowa: http://www.metale.pl/o_metalach.php?id=stopy_pam_ksz&?w=p&name=Stopy%20metali%20nie%BFelaznych%20z%20pami%EAci%B1%20ksza%B3tu