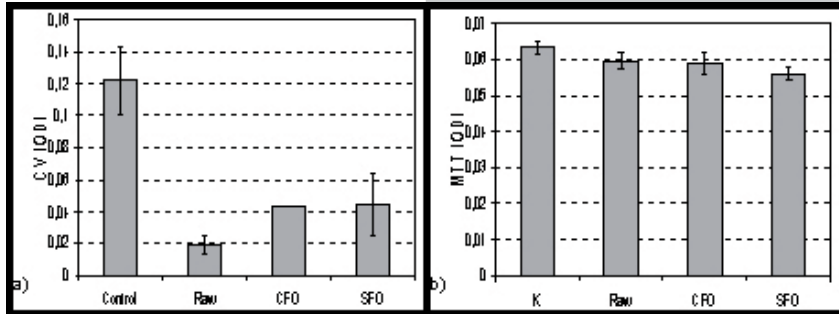


Podziękowania

Praca została częściowo sfinansowana przez Komisję Europejską w ramach projektu Healthy Aims IST-2002-1-001837



RYS.2. Adhezja komórek (fibroblastów L929) oznaczona przez wchłanianie fioletu krystalicznego (a) oraz żywotność komórek określona za pomocą testu MTT (b) hodowanych na materiale kontrolnym (Control), polisiloksanie przed (Raw), po trawieniu w plazmie CF_4+O_2 (CFO) i SF_6+O_2 (SFO); O.D. – gęstość optyczna.

FIG.2. Adhesion by crystal violet (a) and viability by MTT tests (b) of L929 fibroblasts grown on control glass, polysiloxane prior (Raw), and after CF_4+O_2 (CFO) and SF_6+O_2 plasma (SFO); O.D. – optical density.

Acknowledgements

This work has been partially supported by the European Commission within the Healthy Aims Project IST-2002-1-001837.

Piśmiennictwo

- [1] Szmigiel D, Domanski K, Prokaryn P, Grabiec P. 2006: Deep etching of biocompatible silicone rubber, *Microelectron. Eng.* 83: 1178-1181
- [2] Plytycz B, Rozanowska M, Seljelid R. 1992: Quantification of neutral red pinocytosis by small numbers of adherent cells: comparative studies. *Folia Biol (Krakow)*. 40: 3-9.

References

- [3] Berg K, Hansen MB, Nielsen SE. 1990: A new sensitive bioassay for precise quantification of interferon activity as measured via the mitochondrial dehydrogenase function in cells (MTT-method). *APMIS*. 98: 156-62.

CHARAKTERYSTYKA BIOMECHANICZNA STENTU WIEŃCOWEGO Z TECHNOLOGIĄ OCC

W. WALKE*, Z. PASZENDA*, W. JURKIEWICZ**

*INSTYTUT MATERIAŁÓW INŻYNIERSKICH I BIOMEDYCZNYCH, POLITECHNIKA ŚLĄSKA
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE, POLSKA
**DRG MEDTEK,
UL. WITA STWOSZA 24, 02-661 WARSZAWA, POLSKA
E-MAIL ADRES: WITOLD.WALKE@POLSL.PL

[*Inżynieria Biomateriałów, 58-60,(2006),209-211*]

Wprowadzenie

Z uwagi na fakt, iż nie mamy możliwości badania wzajemnego oddziaływania stentów i naczyń krwionośnych w badaniach in vivo coraz więcej miejsca w literaturze poświęca się badaniom modelowym z wykorzystaniem metody elementów skończonych [1-9]. Dysponując trójwymiarowym modelem zaimplantowanego stentu do naczynia krwionośnego oraz jego 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

BIOMECHANICAL CHARACTERISTIC OF CORONARY STENT DESIGN WITH OFFSET CROWN CONNECTION TECHNOLOGY

W. WALKE*, Z. PASZENDA*, W. JURKIEWICZ**

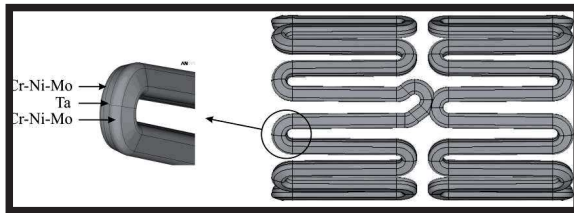
*INSTITUTE OF ENGINEERING MATERIALS AND BIOMATERIALS, SILESIAN UNIVERSITY OF TECHNOLOGY,
UL. KONARSKIEGO 18A, 44-100 GLIWICE, POLAND
**DRG MEDTEK,
UL. WITA STWOSZA 24, 02-661 WARSZAWA, POLAND
E-MAIL ADDRESS: WITOLD.WALKE@POLSL.PL

[*Engineering of Biomaterials, 58-60,(2006),209-211*]

Introduction

As there is no possibility to investigate the interaction of stents and coronary vessels in vivo, more and more publications are dedicated to model research using the finite elements method [1-9]. Having the 3D model of stent implanted into the coronary vessel with its mechanical parameters we are able to evaluate interaction of these structures. Analyses carried out refer most often to distributions of stresses and strains of the particular elements of the modeled system and to blood flow problem. The research results are also verified in practice, which makes it possible to develop the approximation of the physiologic conditions of the environ-

umożliwia stworzenie modeli fizycznych i numerycznych z uwzględnieniem warunków fizjologicznych środowiska [9-11]. 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.



RYS.1. Model geometryczny trójwarstwowego stentu wieńcowego.
FIG.1. A geometrical model of a three-layer coronary stent.

Metodyka badań

W ramach analizy numerycznej opracowano model geometryczny trójwarstwowego stentu wieńcowego typu Trimaxx, bazując na rozwiązaniu firmy AbbotVascular® Devices – RYS.1. Długość stentu była stała i wynosiła $l=13\text{mm}$, a jego wyjściowa średnica zewnętrzna $d_0=2,0\text{mm}$. Grubość poszczególnych warstw ścianki stentu wynosiła $g=0,025\text{mm}$.

Dla potrzeb analizy dla rozpatrywanego stentu przyjęto własności materiałowe odpowiadające:

- stali Cr-Ni-Mo: $E=190\,000\text{MPa}$, $\nu=0,33$, $R_m=470\text{MPa}$, $R_{p0,2}=195\text{MPa}$,
- tantalu: $E=185\,000\text{MPa}$, $\nu=0,30$, $R_m=276\text{MPa}$, $R_{p0,2}=172\text{MPa}$,

Dla poszczególnych rodzajów biomateriałów zbudowano charakterystyki bilinearne materiału sprężysto-plastycznego o umocnieniu izotropowym.

Na bazie wykonanego modelu geometrycznego wygenerowano siatkę elementów skończonych do obliczeń MES. Dyskretyzację przeprowadzono za pomocą elementu typu SOLID95. Dobór takiego elementu pozwala na uwzględnienie podczas analizy nieliniowości fizycznej oraz dużych przemieszczeń i rotacji. Ze względu na powtarzalność układu obliczenia prowadzono dla pojedynczych segmentów składających się z dwóch ramion z łącznikiem oraz dwóch ramion bez łącznika. Zakres analizy obejmował wyznaczenie stanu naprężeń w elementach stentu rozprężanego promieniowo w sposób przemieszczeniowy z wartości początkowej $d_0=2,0\text{mm}$ do wartości $d_1=4,0\text{mm}$.

Wyniki badań

Pierwszy etap pracy obejmował analizę stanu naprężeń ramion stentu z łącznikiem. Analiza uzyskanych wyników wskazuje na zróżnicowany rozkład naprężeń w poszczególnych warstwach stentu – RYS.2a i b. Na podstawie przeprowadzonych obliczeń stwierdzono, że wartości naprężeń zredukowanych dla warstwy zewnętrznej stentu wykonanej ze stali Cr-Ni-Mo mieściły się w zakresie $\sigma_{red}=47\div 201\text{MPa}$ i osiągała maksimum w obszarze zagięcia ramion stentu – RYS.2c. Z kolei wartości naprężeń zredukowanych dla warstwy wewnętrznej stentu wykonanej z tantalu były mniejsze i wynosiły $\sigma_{red}=15\div 181\text{MPa}$ – RYS.2d. Drugi etap pracy obejmował analizę stanu naprężeń ramion stentu bez łącznika. Również w tym przypadku stwierdzono

ment [9-11]. This information is very useful for optimization of geometrical and material structures of the stent, and simultaneously makes possible selection of such implants for their specific conditions of use.

Methods

A geometrical model of a three-layer Trimaxx type (AbbotVascular® Devices – FIG.1) coronary stent was worked out. The length of the stent was constant and equal to $l=13\text{mm}$, the initial outer diameter was equal to $d_0=2,0\text{mm}$. The thickness of the individual layers of the stent was $g=0,025\text{mm}$.

The following material properties were set:

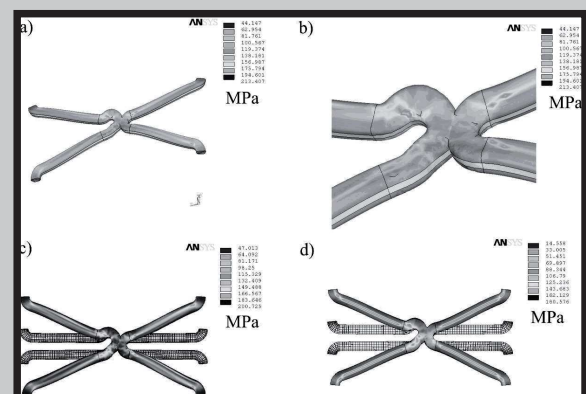
- stainless steel: $E=190\,000\text{MPa}$, $\nu=0,33$, $R_m=470\text{MPa}$, $R_{p0,2}=195\text{MPa}$,
- tantalum: $E=185\,000\text{MPa}$, $\nu=0,30$, $R_m=276\text{MPa}$, $R_{p0,2}=172\text{MPa}$,

For each biomaterial, bilinear characteristics of elastic-plastic material of isotropic hardening were worked out.

On the basis of the geometrical model a finite element mesh was generated. The discretization process was realized with the use of the SOLID95 element. This element allows for physical nonlinearities and large displacements and rotations. Due to the repeatability of the system, the calculations were carried out for the single segments consisting of two arms with the fitting and two arm without. The aim of the analysis was determination of stresses in the stent expanded radially in the displacement manner from the initial value $d_0=2,0$ up to $d_1=4,0\text{mm}$.

Results

The first stage of the work was the analysis of the stresses in the stent's arms with the fitting. The analysis showed the diverse stress distribution in the individual layers of the stent – FIG.2a and b. On the basis of the analysis it was observed that stresses in the stent's outer layer made of the stainless steel were in the range $\sigma_{red}=47\div 201\text{MPa}$. Maximum stresses were located in the bent area of the arms – FIG.2 c. The stresses in the inner layer made of tantalum

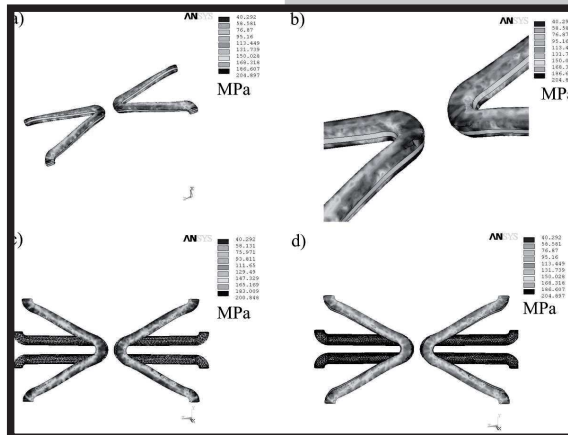


RYS.2. Wyniki analizy numerycznej trójwarstwowego stentu wieńcowego: a), b) rozkład naprężeń w ramionach z łącznikiem, c) rozkład naprężeń w warstwie zewnętrznej (stal Cr-Ni-Mo), d) rozkład naprężeń w warstwie wewnętrznej (tantal).
FIG.2. Results of the analysis of the three-layer coronary stent: a), b) stresses in arms with the fitting, c) stress distribution in the outer layer (stainless steel), d) stress distribution in the inner layer (tantalum).

zróżnicowany rozkład naprężeń w poszczególnych warstwach stentu – RYS.3a i b. Przeprowadzona analiza numeryczna dla warstwy zewnętrznej wykonanej ze stali Cr-Ni-Mo wykazała, że wartości naprężeń zredukowanych mieściły się w zakresie $\sigma_{red}=40\div 201$ MPa, a dla warstwy wewnętrznej wykonanej z tantalu odpowiednio $\sigma_{red}=40\div 205$ – RYS.3c i d.

Wnioski

Analizę numeryczną przeprowadzono w celu wyznaczenia stanu naprężeń w elementach trójwarstwowego stentu wieńcowego typu Trimaxx. Wyniki, które uzyskano są istotne dla doboru struktury, własności mechanicznych biomateriałów metalowych przeznaczonych na stenty. Z uwagi na proces implantacji stan naprężeń wywołany przemieszczeniem ma znaczący wpływ na trwałe odkształcenie stentu, a więc zmianę jego cech geometrycznych. Wartości naprężeń występujących w różnych strefach stentu w zależności od wywołanych przemieszczeń są bardzo istotne dla odpowiedniego zaprojektowania jego geometrii, umocnienia biomateriału oraz kształtowania własności fizykochemicznych warstwy na jego powierzchni.



RYS.3. Wyniki analizy numerycznej trójwarstwowego stentu wieńcowego: a), b) rozkład naprężeń w ramionach bez łącznika, c) rozkład naprężeń w warstwie zewnętrznej (stal Cr-Ni-Mo), d) rozkład naprężeń w warstwie wewnętrznej (tantal).
FIG.3. Results of the analysis of the three-layer coronary stent: a), b) stresses in arms without the fitting, c) stress distribution in the outer layer (stainless steel), d) stress distribution in the inner layer (tantalum).

were smaller and were equal to $\sigma_{red}=15\div 181$ MPa – FIG.2d.

The second stage of the work was the analysis of the stresses in the stent's arms without the fitting. Also in this case the analysis showed the diverse stress distribution in the individual layers of the stent – FIG.3a and b. On the basis of the analysis it was observed that stresses in the stent's outer layer made of the stainless steel were in the range $\sigma_{red}=40\div 201$ MPa, and the stresses in the inner layer made of tantalum were in the range $\sigma_{red}=40\div 205$ MPa – FIG.3c and d.

Summary

The numerical analysis was applied to calculate stresses in the three-layer Trimaxx type coronary stent. The obtained results are important for selection of structure and mechanical properties of metallic biomaterials intended for stents.

Due to the implantation process, stresses induced by displacement exert a significant influence on permanent strain of stent and so, the change of its geometrical features. The stresses in different parts of the stent are very important for the appropriate design of the geometry, the hardening of the biomaterial and physio-chemical properties of the stent's surface layer.

Piśmiennictwo

- [1] Paszenda Z., Marciniak J., Będziński R., Rusiński E., Smolnicki T.: Biomechanical characteristics of the stent – coronary vessel system. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2002, 4, 1, pp. 81-89.
- [2] Paszenda Z.: Issues of metal materials used for implants in interventional cardiology. *Biomaterials Engineering*, 2002, 21, pp. 3-9.
- [3] Paszenda Z.: Kształtowanie własności fizykochemicznych stentów wieńcowych ze stali Cr-Ni-Mo do zastosowań w kardiologii zabiegowej. Wydawnictwo. Politechniki Śląskiej, Gliwice 2005 (in Polish).
- [4] Walke W.: Własności fizykochemiczne stopu Co-Cr-Mo przeznaczonego na stenty stosowane w angioplastyce wewnątrznaczyniowej. Praca doktorska, Politechnika Śląska, Gliwice 2005 (in Polish).
- [5] Marciniak J., Paszenda Z., Walke W., Kaczmarek M., Tylik-Held J., Kajzer W.: Stenty w chirurgii małoinwazyjnej. Wydawnictwo Politechniki Śląskiej, Gliwice 2006 (in Polish).
- [6] Dumoulin C., Cochelin B.: Mechanical behaviour modelling of balloon-expandable stents. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33, pp. 1461-1470.

References

- [7] Wentzel J., Whelan D. et al.: Coronary stent implantation changes 3-D vessel geometry and 3-D shear stress distribution. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33, pp. 1287-1295.
- [8] Etave F., Finet G., Boivin M., Boyer J., Rioufol G., Thollet G.: Mechanical properties of coronary stents determined by using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 2001, 34, pp. 1065-1075.
- [9] Walke W., Paszenda Z., Filipiak J.: Experimental and numerical biomechanical analysis of vascular stent. *Journal of Materials Processing Technology*, 2005, 164-165, pp. 1263-1268.
- [10] Bertolotti C., Deplano V.: Three-dimensional numerical simulations of flow through a stenosed coronary bypass. *Journal of Biomechanics*, 2000, 33, pp. 1011-1022.
- [11] Fabrigues S., Bajens K., Rieu R., Bergeron P.: Hemodynamics of endovascular prostheses. *Journal of Biomechanics*, 1998, 31, pp. 45-54.