

ANALIZA NUMERYCZNA UKŁADU STENT – NACZYNIĘ WIEŃCOWE W WARUNKACH ANGIOPLASTYKI WIEŃCOWEJ

JAN MARCINIAK, WITOLD WALKE, ZBIGNIEW PASZENDA

CENTRUM INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ, POLITECHNIKA ŚLĄSKA,
UL. AKADEMICKA 2A, 44-100 GLIWICE

[*Inżynieria Biomateriałów, 38-43, (2004), 84-86*]

Wprowadzenie

Istotnym problemem w procesie kształtowania własności użytkowych stentów jest dobór własności mechanicznych biomateriału metalowego, z którego są one wytwarzane. W odniesieniu do tego rodzaju implantów proces ten powinien być realizowany w oparciu o charakterystyki biomechaniczne wyznaczane w warunkach uwzględniających przede wszystkim ich technikę implantacji [1-5]. Wynika to z konieczności rozprężenia stentu do wymaganej średnicy w udrażnianym naczyniu krwionośnym. Efektem rozprężenia implantu musi być jego trwałe odkształcenie, zapewniające po usunięciu balonika drożność naczynia. Z uwagi na fakt, iż nie ma 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. Przydatność tego rodzaju obliczeń jest związana z przyjętymi założeniami, które powinny odzwierciedlać warunki anatomiczno-fizjologiczne występujące w układzie naczyń wieńcowych. Na wyznaczoną charakterystykę stentu wywiera również wpływ naczynie wieńcowe, w którym implant jest rozprężany. Jego własności biomechaniczne są związane m.in. z przebiegiem procesu chorobowego (miażdżycowego) [5]. Zatem dla poprawności wyznaczenia charakterystyki biomechanicznej stentu wieńcowego konieczne jest opracowanie również modelu numerycznego naczynia wieńcowego. Dopiero opracowanie kompleksowego modelu stent-naczynie wieńcowe z uwzględnieniem nieliniowości fizycznej i geometrycznej stentu oraz własności biomechanicznych naczynia zapewnia prawidłową ocenę zjawisk zachodzących w trakcie implantacji.

Metodyka badań

Analizie biomechanicznej poddano stent wieńcowy typu "slotted tube". Stent o wyjściowej średnicy $d_0=1,85$ mm wstępnie zaciskano do średnicy $d_1=1,55$ mm, a następnie rozprężano do średnicy $d_2=2,45$ mm. Na bazie wykonanego modelu geometrycznego implantu wygenerowano siatkę elementów do obliczeń metodą elementów skończonych (SOLID 95). Ze względu na powtarzalność struktury obiektu obliczenia prowadzono dla pojedynczego segmentu stentu. Do wyznaczenia charakterystyki biomechanicznej stentu wieńcowego przyjęto następujące dane materiałowe (stal Cr-Ni-Mo typu AISI 316L): moduł Young'a $E = 200\ 000$ MPa, liczba Poisson'a $\nu = 0,33$, $R_m = 470$ MPa, $R_{p0,2} = 195$ MPa. W pracy opracowano również model geometryczny naczy-

NUMERICAL ANALYSIS OF THE STENT – CORONARY VESSEL SYSTEM IN CONDITIONS OF CORONARY ANGIOPLASTY

JAN MARCINIAK, WITOLD WALKE, ZBIGNIEW PASZENDA

CENTRUM INŻYNIERII BIOMEDYCZNEJ, POLITECHNIKA ŚLĄSKA,
UL. AKADEMICKA 2A, 44-100 GLIWICE

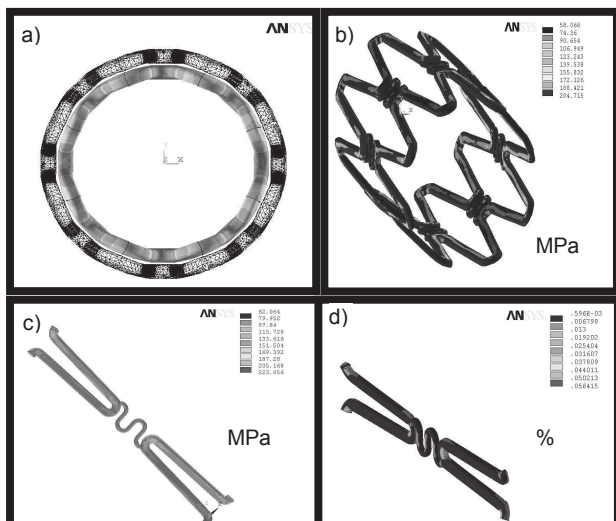
[*Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 84-86*]

Introduction

The selection of mechanical properties of metallic biomaterials is an important issue in the formation process of application properties of stents. With reference to this type of implants, the optimization process of their mechanical properties should be realized with reference to the loads resulting from the operating technique [1-5]. It results from the necessity to expand the stent to the required diameter in the blood vessel. The effect of the implant expansion should be a plastic strain ensuring the patency of the vessel after the balloon removal. Owing to the fact there is no possibility to investigate the interaction of stents and blood vessels in vivo tests, more and more literature reports are devoted to model investigations realized with the use of the finite element method. Usefulness of the mentioned calculations is strongly connected with established guidelines which should reflect anatomical-physiological conditions in the coronary vessels system. The coronary vessel where the stent is expanded exerts an influence on the determined stent characteristic. Biomechanical properties of coronary vessels are strongly connected with the course of a disease (atherosclerosis) [5]. It manifests itself in the decrease of suppleness of vessel walls to deformations. Therefore to determine the biomechanical characteristic of the coronary stent correctly it is necessary to formulate a numerical model of the coronary vessel. Only the complex model (stent - coronary vessel) taking physical and geometrical nonlinearities of the stent as well as biomechanical properties of the vessel into consideration ensures the correct evaluation of phenomena occurring during the implantation.

Methodology

A "slotted tube" type stent was analyzed. The stent of the initial diameter $d_0=1,85$ mm was initially clamped to the diameter $d_1 = 1,55$ mm and then extended to the diameter $d_2 = 2,45$ mm. On the basis of the developed geometrical model, a mesh of elements for finite element calculations was generated (SOLID 45). Because of the repeating structure of the object, the calculations were carried out for a single convolution of the stent. To determine the biomechanical characteristic of the coronary stent the following material data were assumed (316L stainless steel): Young's modulus $E = 200\ 000$ MPa, Poisson's ratio $\nu=0,33$, ultimate tensile strength $R_m=470$ MPa, yield point $R_e=195$ MPa. The geometrical model of the coronary vessel with a thin-walled tube shape was also developed. The following



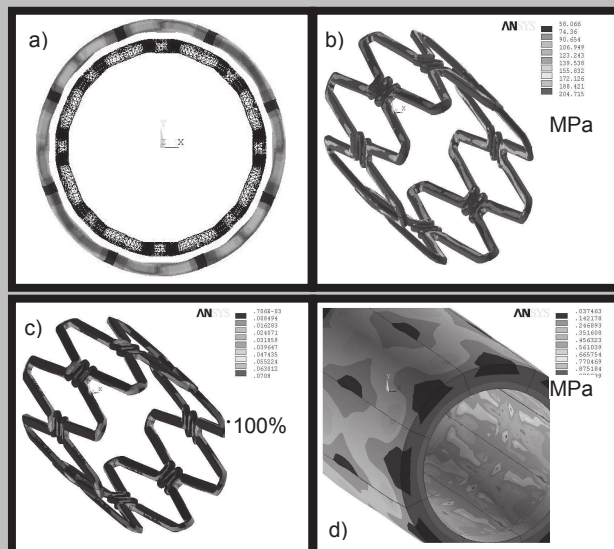
RYS. 1. Wyniki analizy numerycznej stentu wieńcowego: a - etap zaciskania stentu na balonik, b, c - rozkład naprężeń w elementach pojedynczego segmentu stentu, d - rozkład odkształceń w ramionach pojedynczego segmentu stentu.
FIG. 1. Results of the coronary stent analysis: a - clamping of the stent on the balloon, b, c - stress distribution in a single segment of the stent, d - strain distribution in a single segment of the stent.

nia wieńcowego w postaci cienkościenniej rury. Dla takiego modelu przyjęto następujące cechy geometryczne: średnica wewnętrzna naczynia $d = 2,35$ mm, grubość ścianki naczynia $g = 0,80$ mm. Długość modelu naczynia wieńcowego odpowiadała podwójnej długości pojedynczego segmentu stentu. Dla potrzeb obliczeń przyjęto wartość modułu Younga równą $E = 0,75 \times 10^7$ Pa i liczby Poisson'a $n=0,4$ [5].

Wyniki badań

Pierwszy etap pracy obejmował analizę stanu naprężeń i odkształceń elementów stentu, odnoszącą się do procesu symulującego jego wstępne zaciskanie na baloniku. Na podstawie przeprowadzonych obliczeń stwierdzono, że wartość naprężeń zredukowanych mieściła się w zakresie $s_{red} = 62-223$ MPa i osiągała maksimum w obszarze zagięcia ramion stentu - RYS. 1. Wyznaczone wartości odkształceń pojedynczego ramienia stentu nie przekraczały 5%.

Drugi etap pracy obejmował analizę numeryczną procesu rozprężania stentu ze średnicy $d_1 = 1,55$ mm do $d_2 = 2,50$ mm w naczyniu wieńcowym o średnicy 2,40 mm - RYS. 2a. Przeprowadzona analiza numeryczna wykazała, że wartości naprężeń zredukowanych w pojedynczym segmencie stentu mieściły się w zakresie $s_{red} = 60-210$ MPa - RYS. 2b i osiągały również wartości maksymalne w obszarze zagięcia ramion stentu. Maksymalne wartości odkształceń nie przekraczały wartości 7% - RYS. 2c. Dodatkowo przeprowadzono obliczenia numeryczne dla opracowanego modelu naczynia wieńcowego. Na podstawie obliczeń stwierdzono, że wartości naprężeń zredukowanych będących efektem rozprężania stentu w naczyniu mieściły się w zakresie $s_{red} = 0,1-1$ MPa - RYS. 2d, a wartości odkształceń wyniosły ok. 8%.



RYS. 2. Wyniki analizy numerycznej etapu rozprężania stentu w naczyniu wieńcowym: a - rozprężanie średnicy stentu, b - rozkład naprężeń w elementach pojedynczego segmentu, c - rozkład odkształceń w elementach pojedynczego segmentu, d - rozkład naprężeń w elementach naczynia wieńcowego.
FIG. 2. Results of the numerical analysis of the stent expansion in the coronary vessel: a - increase of the diameter of the stent, b - stress distribution in a single segment of the stent, c - strain distribution in a single segment of the stent, d - stress distribution in the coronary vessel.

form features were assumed for this model: the inside diameter of the vessel $d = 2,35$ mm, the vessel wall thickness $g = 0,80$ mm. The coronary vessel model length was assumed to be the double length of a single segment of the stent. The Young's modulus $E = 0,75 \times 10^7$ Pa and Poisson's ratio $n=0,4$ was used for the calculations [5].

Results

The first stage of the work included stress and strain analysis of the stent elements. The analysis related to the process that simulated the initial clamping of the stent on the balloon. On the basis of the calculations it has been stated that reduced stresses were in the range $s_{red} = 62-223$ MPa and the maximum value was observed in the U-bend region - FIG. 1. Strains of the single bend did not exceed 5%.

The second stage of the work included a numerical analysis of the expansion process of the stent from the diameter $d_1 = 1,55$ mm up to the $d_2 = 2,50$ mm in the coronary vessel of the diameter equal to 2,40 mm. The analysis has shown that reduced stresses in the single segment of the stent were in the range $s_{red} = 60-210$ MPa - FIG. 2b. The maximum value of the stresses was observed in the U-bend region. Maximum strains did not exceed the value of 7% - FIG. 2c. Additionally, numerical calculations of the coronary vessel model were carried out. On the basis of the calculations it has been stated that reduced stresses resulting from the expansion of the stent in the vessel were in the range $s_{red} = 0,1-1$ MPa - FIG. 2d and strain values were about 8%.

W pracy przeprowadzono analizę numeryczną układu stent - naczynie wieńcowe z uwzględnieniem uwarunkowań zabiegu angioplastyki wieńcowej. Zbieg ten związany jest z wstępnym zaciskaniem stentu na baloniku i następnym jego rozprężeniem do wymaganej średnicy. Wyznaczone wartości naprężeń i odkształceń elementów stentu wieńcowego stanowią podstawę do optymalizacji cech geometrycznych i ukształtowania odpowiednich własności mechanicznych stali Cr-Ni-Mo w procesie obróbki cieplnej.

Piśmiennictwo

- [1] Dumoulin C., Cochelin B.: Mechanical behaviour modeling of ballon-expandable stents. J. Biomech. 33, 2000, 1461-1470.
 [2] Etave F., Finet G., Boivin M., Boyer J.: Mechanical properties of coronary stents determined by using FEM. J. Biomech. 34, 2001, 1065-1075.
 [3] Migliavacca F., Petrini L., Colombo M., Auricchio F, Pietrabissa R.: Mechanical behaviour of coronary stents investigated through the FEM. J. Biomech. 35, 2002, 803811.

FUNKCJE LECZNICZE A MATERIAŁ I KONSTRUKCJA IMPLANTU TYPU INSPIN DO STABILIZACJI MIĘDZYWYROSTKOWEJ KRĘGOSŁUPA

L. CIUPIK*, A. GRACZYK*, M. GAJEWSKI*, A. MACIEJCZAK **,
A. RADEK***, D. ZARZYCKI ****

* INSTYTUT BIOMEDYCZNEJ INŻYNIERII - LFC (IBME-LFC),
ZIELONA GÓRA;

** SZPITAL WOJEWÓDZKI IM. ŚW. ŁUKASZA, TARNÓW

*** KLINIKA NEUROCHIRURGII I CHIRURGII NERWÓW OBWODOWYCH,
UNIwersytet Medyczny, Łódź

**** KATEDRA I KLINIKA ORTOPEDII I REHABILITACJI
COLLEGIUM MEDICUM UNIwersytetu Jagiellońskiego,
KRAKÓW-ZAKOPANE.

Słowa kluczowe: implant, stabilizacja międzykręgową, stabilizacja międzywrostkowa, ból lędźwiowy, biomateriał, biomechanika międzykręgową
[Inżynieria Biomateriałów, 38-43, (2004), 86-91]

Anatomia i biomechanika odcinka lędźwiowego kręgosłupa oraz jego dysfunkcje

Kręgosłup człowieka stanowi ruchomą oś dla tułowia oraz szyi spełniającą trzy funkcje: ochronną dla rdzenia kręgowego, podporową oraz ruchową. Strukturą przenoszącą obciążenia i łączącą poszczególne kręgi jest tzw. triada stawowa (triada podparcia), którą tworzą krążek międzykręgo-

Summary

The work presents results of the numerical analysis of the stent - coronary vessel system taking angioplasty conditions into consideration. This operation is connected with initial clamping of the stent on the balloon and the following expansion to a desired diameter. Calculated values of stresses and strains of the coronary stent are the basis for optimization of geometrical features as well as appropriate mechanical properties of the Cr-Ni-Mo stainless steel.

References

- [4] Chua S., Mac Donald B., Hashmi M.: FEM simulation of stent expansion. J. Mat. Process. Technology, 120, 2002, 335-340.
 [5] Paszenda Z., Marciniak J., Będziński R., Rusiński E., Smolnicki T.: Biomechanical characteristics of the stent-coronary vessel system. Acta of Bioengineering and Biomechanics, vol. 4, 1, 2002, 81-89.

MATERIAL AND DESIGN INFLUENCE ON THE HEALING FUNCTIONS OF THE INSPIN TYPE IMPLANT FOR THE INTERSPINOUS STABILIZATION

L. CIUPIK*, A. GRACZYK*, M. GAJEWSKI*, A. MACIEJCZAK **,
A. RADEK***, D. ZARZYCKI ****

* INSTITUTE OF BIO-MEDICAL ENGINEERING - LFC (IBME-LFC),
ZIELONA GÓRA;

** PROVINCIAL ST LUKAS HOSPITAL, TARNOW

*** DEPARTMENT OF NEUROSURGERY AND PERIPHERAL NERVES
SURGERY, MEDICAL UNIVERSITY OF LODZ

**** JAGIELLONIAN UNIVERSITY COLLEGE OF MEDICINE
DEPARTMENT OF ORTHOPAEDIC AND REHABILITATION IN ZAKOPANE,
KRAKÓW-ZAKOPANE.

Key words: implant, intervertebral stabilization, interspinous stabilization, lumbar spine dysfunctions, biomaterial
[Engineering of Biomaterials, 38-43, (2004), 86-91]

Anatomy and biomechanics of lumbar spine and its dysfunctions

In human, the vertebral column sets the mobile axis of the trunk and neck, situated on the dorsal side of the body and performing three functions: protective for the spinal cord, supportive (for the whole body) and mobile (sets a motor organ) [1]. The load bearing structure and the connection between particular vertebrae is so called articular triad (support triad), which includes intervertebral disc and two sym-