This research was supported by the Russian Foundation for Basic Research (grants 12-01-31431) and by the Ministry of Education and Science of the Russian Federation (contract 14.A18.21.0389).

References

- 1. Evans E., Yeung A. Apparent viscosity and cortical tension of blood granulocytes determined by micropipet aspiration // Biophys. J. - 1989. - Vol. 56. - P. 151 - 160.
- Ruogang Zhao, Kristine Wyss, Craig A. Simmons Comparison of analytical andinverse finite element approach estoestimate cell viscoelastic properties by micropipette aspiration// J. Biomech. – 2009. – V. 42. – P. 2768 – 2773.
- Eric M. Darling, Matthew Topel, Stefan Zausher, Thomas P. Vail, Farshid Guilak Viscoelastic properties of human mesenchymally-derived stem cells and primary osteoblast, chondrocytes, and adipocytes // J. Biomech. – 2008. – Vol. 41. – P. 454 – 464.
- 4. Sohail T. et al. *Micropipette aspiration of an inflated fluid-filled spherical membrane*. 2012.
- 5. Zhang X.-P. et al. Controlled Aspiration and Positioning of Biological Cells in a Micropipette. 2012.
- Kolesnikov A. M., Zubov L. M. Large deformations of elastic momentless shells of revolution // Izvectija vuzov. Severo-Kavkazskij Region. Natural sciences. 2004. Vol. 1. P. 33 37. (In Russian)
- 7. Kolesnikov A. M., Zubov L. M. Large bending deformations of a cylindrical membrane with internal pressure // ZAMM. 2009. Vol. 89, No. 4. P. 288 305.
- Zhbanova O. V. Model for the case of low aspiration nonlinear elastic spherical shell // Izvectija vuzov. Severo-Kavkazskij Region. Natural sciences. Special issue. – 2011. – P. 28 – 30. (In Russian)

NUMERAL MODELLING OF THE MECHANICAL CHARACTERISTICS OF THE COMPLEX «INTIMA – STENT»

Zaretskiy A. P.

Bauman Moscow State Technical University, 105005, Moscow, 2^d Baumanskaya, 5 <u>a.p.zaretskiy@gmail.com</u>

Abstract. Stenting is one of the modern methods of surgical treatment of diseases of the coronary arteries. The essence of this procedure is an increasing of the vessel's interior diameter through the introduction of a thin-walled metal cylindrical shell – stent. Mechanical characteristics of the stent make the problem solvable. Restenosis is the principal problem of the stenting. Intima's (inner shell walls of a vessel) mechanical failure is one of the reasons of the restenosis. This surgical problem issues the challenge of the correct modeling of the mechanical characteristics of the coronary arteries and stent.

Let's consider the left coronary artery (LCA) and anterior descending coronary artery (ADCA) intima's and stent. Geometric features of the stent's wall in the context of the problem aren't important, that's why they were not taken into consideration. Thus, let's consider thin-walled cylindrical shell, which includes 3 sections with characteristics presented in the Table 1 (n – section's number).

The important step of the modeling is a creation of conditions: 1.An axisymmetric bending of a cylindrical shell is considered in this task. 2. The thickness of all sections is fixed.

3. The material element, which is normal to the middle surface of the shell, is normal to middle surface after deformation too.

4.Normal exertions on the areas, a perpendicular to whom is the same with perpendicular to the middle surface, are negligible.

5.Changing the length of the element, which is perpendicular to the middle surface, is negligible [1].

	at	a	4
Characteristic, Unit	1^{st} section	2^{a} section	$3^{\rm u}$ section
	(LCA's intima)	(stent)	(LCA's intima)
Coefficient of elasticity E_n ,	0.6	2.10^5	0.6
Мра	0,0	2.10	0,0
Poisson's ratio µ	0,4	0,25	0,4
Internal pressure P _{int} , kPa	8	8	8
Section's length l_n , mm	20	10	20
Section's diameter d_n , mm	6	6	6
Wall thickness h_n , mm	0,3	0,1	0,3

Table 1 - Mechanical and geometric characteristics of the LCA and stent

Let's write the boundary conditions: rigid fastening of the left edge of 1st section and right edge 3^d section:

$$U(0) = 0, \Theta(0) = 0, U(l_1 + l_2 + l_3) = 0, \Theta(l_1 + l_2 + l_3) = 0.$$
(1)

The system of linear differential equations for solving:

$$\frac{dU}{dz} = -\Theta, \frac{d\Theta}{dz} = \frac{M}{D_n}, \frac{dM}{dz} = Q, \frac{dQ}{dz} = -p + \frac{E_n h_n}{d_{n/2}^2}U,$$

$$= \frac{E_n h_n^2}{12(1-u^2)}.$$
(2)

where $D_n = \frac{E_n h_n^2}{12(1-\mu^2)}$

The resulting plot «radial motion – coordinate» demonstrates, that maximal motion isn't at the turn of intima ant stent, but in the middle of the 1st and 3^d sections and takes on a value 0,013 mm. The moment of force hasn't a peak in the middle of the 1st and 3^d sections and takes a value 0,033 N·m. Moment has a maximum in the middle of the 2^d section and takes a value 0,147 N·m. Shear force has a peak at z = 0 and $z = l_1 + l_2 + l_3$ and takes a value 40 N (shear force like a moment changes the direction for all shell. When the length of stent is 25 mm ($l_2 = 25$ mm), maximal radial stroke is 0,004 mm, maximal moment is 0,116 N·m, maximal shear force saves the final value (40 N).

Thus the analysis of the results allows to speak about the fact that the stent with a length of 25 mm permits to decrease radial stroke and the moment of force, which are the main factors of the restenosis. Surely this factor can't be an a defining criterion the length of the stent because the elasticity decreasing is the reason of restenosis too. Using the results of Doppler's scanning and modeling cardiologist can choose the length of the implantable stent with all features.

References

- 1. Boyarshinov S. V. Fundamentals of engineering mechanics. M.: Mechanical engineering 1973. 457 p.
- 2. Rensing B., Vos J., Smits P. et al. *Coronary restenosis elimination with a sirolimus eluting stent* // Eur. Heart J. -2001 Vol. 22. P. 2125 2130.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ СТРУКТУРНЫХ ДЕФОРМАЦИЙ В БИОКОНСТРУКЦИЯХ

Демидова И. И.

Санкт-Петербургский государственный университет, Россия. Санкт-Петербург maria_ib@mail.ru

Все структуры биоконструкций имеют очень тонкий слой, свойства которого следует учитывать при расчете деформирования элементов, особенно после переломов костей. Образование тонких поверхностных слоев в биоконструкциях предлагается моделировать задачами об отверждении полимерных материалов при различных граничных условиях.

Биоконструкции (БК) в процессе роста испытывают воздействие силовых и температурных полей, агрессивных сред. Исследования механического поведения биотканей показывают, что ткани обладают неупругостью. Для определения напряженно-деформированного состояния БК использовались различные уравнения термовязкоупругости. Нередко применяются методы экспериментального моделирования, например, метод фототермовязкоупругости, в котором полимерные материалы сначала процесса заливаются в формы, затем проходит полимеризация при постоянной или повышающейся температуре и при разнообразных нагрузках. Исследования проводятся на моделях из полимерных материалов с увеличивающейся степенью конверсии χ .

На основе метода фототермовязкоупругости исследованы кинетики двупреломления и напряжений в однородных образцах, в плоских и пространственных составных моделях. Сложность проблемы заключается в том, что в изучаемых процессах параметр χ непрерывно изменяется, поэтому опыт можно начинать с некоторого значения χ_0 , при котором материал способен выдерживать нагрузку. В процессе отверждения под нагрузкой при одноосном растяжении при разных степенях отверждения образцов создается неотжигаемая структурная деформация, величина которой значительно превышает высокоэластическую деформацию, т. е. остаточная деформация ε_{oct} в образце после окончания процесса отверждения будет состоять из нескольких составляющих: ε_v – упругой, $\varepsilon_{вэ}$ – высокоэластической и структурной ε_{ctp}

$$\varepsilon_{\rm oct} = \varepsilon_{\rm y} + \varepsilon_{\rm oct} + \varepsilon_{\rm crp}$$
.

Аналогичные результаты были получены для оптических характеристик при исследованиях ползучести на дисках, нагруженных сосредоточенными