

ПОСТРОЕНИЕ МЕХАНИКО-МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ (АРТЕРИЙ) ЧЕЛОВЕКА КАК МНОГОСЛОЙНОЙ АНИЗОТРОПНОЙ ОБОЛОЧКИ

А. В. Чигарев, В.Т. Минченя, А.С.Манько, А.А. Орловская

There is helical motion of biological environment in the cardiovascular system and others transporting systems. The member of the Academy N. Dobrecov reported about that discovery in his paper in 2003. The basis of such motion is transporting canals walls interaction with the medium due to torsion wave that is generated by helical and muscular elements.

The walls of arteries have three layers: intima (inner), media (middle), adventitia (external). Elastic properties of the vessel (membrane) is determined by middle layer which represents composite that consist of elastin, collagen, muscular tissue, at that muscle fibers is inclined on-the-miter of $30^\circ - 50^\circ$ to the axis of the membrane (vessel). Thus we have three-layer membrane with helical anisotropy.

Модель прохождения пульсовой волны по упругой оболочке, имеющей винтовое армирование

Рассмотрим элемент кровеносного сосуда как цилиндрическую трубку, армированную волокнами. Пусть трубка находится под действием некоторого постоянного давления, не вызывающего существенных деформаций. Пусть материал трубки армирован волокнами, жесткость которых значительно больше жесткости самой трубки, причем каждое волокно представляет собой винтовую линию. Эксперименты на эластичных трубках, армированных волокнами по винтовым линиям показывают, что при создании избыточного внутреннего давления сверх P_0 характер деформации трубки зависит от угла армирования (угол между осью трубки и волокном). Существует такой критический угол армирования, при котором дополнительное давление не меняет формы трубки. При углах меньших критического трубка принимает форму бочонка (максимальная деформация в центре), а при углах больших критического (максимальная деформация у краев) поверхность трубки вогнута в середине.

Рассмотрим трубку, армированную волокнами вдоль ее оси. Эффективные упругие модули зависят от упругих модулей материала трубки, волокон, длины и радиуса.

$$\lambda_l^3 = \lambda_l^* (1 + f(l, r)).$$

В случае армирования поперек можем записать

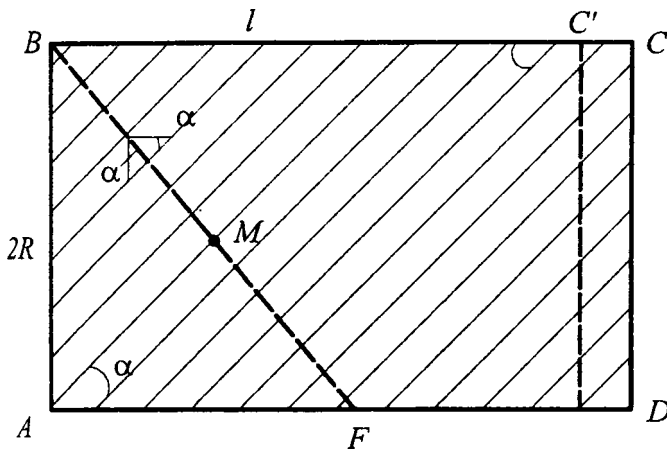
$$\lambda_r^3 = \lambda_r^* (1 + \varphi(l, r)), \quad (1)$$

где λ_l^* , λ_r^* – модули упругости трубки, армированной вдоль и поперек оси трубы.

Тогда при армировании под углом α к оси трубки можем записать

$$\lambda_\alpha^3 = \lambda_l^3 \cos \alpha + \lambda_r^3 \sin \alpha. \quad (2)$$

Рассмотрим нахождение критического угла армирования $\alpha_{кр}$. Вначале рассмотрим сосуд на участке, где его радиус остается постоянным вдоль дины. Выделим элемент длины l . Пусть расстояние между армируемыми волокнами равно δ , тогда на стороне AB количество волокон равно (ВМ: δ) = $2 R \sin (\pi/2 - \alpha) : \delta = 2R \cos \alpha : \delta$.



Количество волокон на стороне BC равно l/δ . пользуясь произволом выбора l можем выбрать l таким образом, чтобы число волокон на AB и BC было равным, т.е. возьмем длину $BC' = 2R \cdot \operatorname{ctg} \alpha$. Действительно, в этом случае расстояние между волокнами на AB равно $\delta_{AB} = \frac{\delta}{\cos \alpha}$, а на BC' будет равно $\delta_{BC'} = \delta/\sin \alpha$.

Обозначим среднее за цикл усилие в нити при прохождении пульсовой волны через $\langle P \rangle = \int_t^{t+T} P$. Рассмотрим условие равновесия элемента в течение цикла. Средняя равнодействующая сила в сечении AD будет

$$\langle P_{AD} \rangle = \langle P \rangle n \sin \alpha \quad (3)$$

где n – число волокон в сечении AD .

Средняя равнодействующая в сечении CD равна

$$\langle P_{CD} \rangle = \langle P \rangle n \cos \alpha. \quad (4)$$

Поскольку при нагружении цилиндра внутренним давлением окружное напряжение больше осевого в два раза, то можем записать

$$\frac{\langle P_{CD} \rangle}{l \operatorname{tg} \alpha} = 2 \frac{\langle P_{AD} \rangle}{l}. \quad (5)$$

Из (5) с учетом (3), (4) находим α , при котором оболочка под действием внутреннего давления сохраняет цилиндрическую форму.

При угле армирования $\alpha < \alpha_{кр}$ при прохождении пульсовой волны оболочка принимает бочкообразную форму, а при $\alpha > \alpha_{кр}$ она принимает вогнутую форму. Таким образом, происходит сначала запасание (резервирование) крови, а затем ее проталкивание. Угол α зависит от времени, и движение каждого волокна можно моделировать как колебания около положения равновесия равного $\alpha_{кр}$.

Обозначим $\alpha - \alpha_{кр} = q$, а изменение q во времени будем описывать уравнением

$$q + 2n\dot{q} + p^2 q = Q(t), \quad (6)$$

где $Q(t)$ будем рассматривать как импульсы рисунка 1

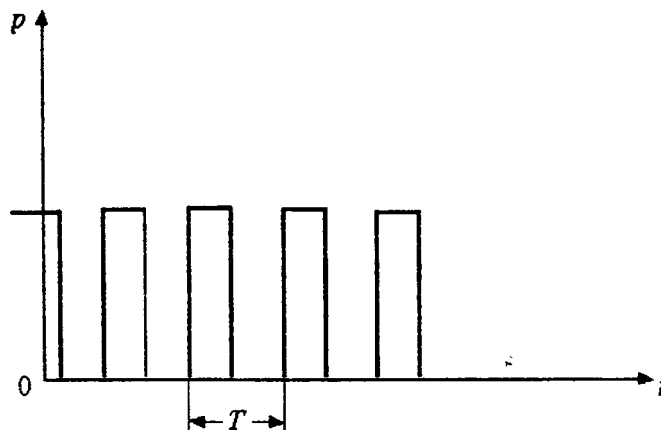


Рис. 1. Модель последовательных импульсов в артерии

Тогда решение имеет вид

$$q = \frac{\langle p \rangle}{2mp} \left(\sin pt + \operatorname{ctg} \frac{pT}{2} \cos pt \right), \quad \langle p \rangle = \int_t^{t+T} Q(t) dt.$$

Если рассматривать нарастание и падение давления в пульсовой волне как непрерывный процесс, описываемой функцией $Q(t) = Q_0 |\sin \omega t|$, то решение имеет вид

$$q = \frac{Q_0}{mp^2} \left[\frac{p\omega}{\omega^2 - p^2} \left(\sin pt + \operatorname{ctg} \frac{pT}{2\omega} \cos pt \right) - \frac{p^2 \sin \omega t}{\omega^2 - p^2} \right].$$

Таким образом, можно описать крутильные колебания цилиндрической оболочки, которые могут закручивать поток крови при прохождении пульсовой волны. Модель стента с эффективной винтовой анизотропией соответствовать характеру анизотропии оболочки, что предполагает возможность синхронных крутильных колебаний оболочки и стента.

Отметим, что если необходимо учитывать возрастные изменения, то к уравнению (6) нужно добавить уравнения для изменения физико-механических характеристик волокон с возрастом. Вследствие старения меняется жесткость и вязкость волокон, что влияет на параметры крутильных колебаний.

Модель цилиндрической оболочки с винтовой анизотропией

Рассмотрим цилиндрическое тело, занимающее объем $V = S \times [0, L]$, где S – поперечное сечение цилиндра, L – его длина. Боковую поверхность обозначим через $\Gamma = \partial S \times [0, L]$, ∂S – граница S . С геометрическим центром тяжести одного из торцов цилиндра свяжем начало декартовой системы координат x_1, x_2, x_3 . Эту систему координат будем называть основной. Для описания винтовой анизотропии введем сопутствующую цилиндрическую систему координат* r, z, θ , связанную с основной соотношениями

$$x_1 = r \cos(\theta + \tau z), \quad x_2 = r \sin(\theta + \tau z), \quad x_3 = z. \quad (7)$$

Здесь и ниже предполагается, что $\tau = \operatorname{const}$.

Соотношения (9) при $r = \operatorname{const}$, $\theta = \operatorname{const}$ являются параметрическими уравнениями винтовой линии, при этом $\tau = 2\pi/h$, где h – шаг винтовой спирали. Радиус-вектор точек винтовой линии представим в виде

$$\begin{aligned} R &= re_1' + re_3', \\ e_1' &= e_r = i_1 \cos(\theta + \tau z) + i_2 \sin(\theta + \tau z), \\ e_2' &= e_\theta = -i_1 \sin(\theta + \tau z) + i_2 \cos(\theta + \tau z), \\ e_3' &= e_z, \end{aligned}$$

i_n – орты основной системы координат.

С винтовой линией свяжем естественный репер

$$e_1 = n, \quad e_2 = b, \quad e_3 = t,$$

где n, b, t – орты главной нормали, бинормали и касательной соответственно.

Введем обозначения

$$\begin{aligned} \varepsilon_1 &= \begin{Bmatrix} e_{rr} \\ e_{\theta\theta} \\ e_{zz} \\ 2e_{\theta z} \end{Bmatrix}, \quad S_l' = \begin{Bmatrix} S_{l1}' \\ S_{l2}' \\ S_{l3}' \\ S_{l4}' \end{Bmatrix}, \quad l = 1, \dots, 4, \\ \varepsilon_2 &= \begin{Bmatrix} 2e_{rz} \\ 2e_{r\theta} \end{Bmatrix}, \quad S_5' = \begin{Bmatrix} S_{55}' \\ S_{56}' \end{Bmatrix}, \quad S_6' = \begin{Bmatrix} S_{65}' \\ S_{66}' \end{Bmatrix}. \end{aligned} \quad (8)$$

В результате перехода от базиса e_j к базису e'_j получаем следующие соотношения обобщенного закона Гука в сопутствующей системе координат:

$$\begin{aligned}
\varepsilon_1 &= S'_1 \sigma_{rr} + S'_2 \sigma_{\theta\theta} + S'_3 \sigma_{zz} + S'_4 \sigma_{\theta z}, \quad \varepsilon_2 = S'_5 \sigma_{rz} + S'_6 \sigma_{r\theta}, \\
S'_{11} &= S_{11}, S'_{12} = (S_{12} + x^2 S_{13}) / g^2, \\
S'_{22} &= (S_{13} + x^2 S_{12}) / g^2, \quad S'_{14} = -2x(S_{12} - x^2 S_{13}) / g^2, \\
S'_{22} &= (S_{22} + 2x^2 S_{23} + x^4 S_{33} + x^2 S_{44}) / g^4, \\
S'_{23} &= [(1 + x^4) S_{23} + x^2 (S_{22} + S_{33} - S_{44})] / g^4, \\
S'_{24} &= x[2(S_{23} - S_{33}) + 2x^2 (S_{33} - S_{23}) + (1 - x^2) S_{44} S] / g^4, \\
S'_{33} &= [S_{33} + 2x^2 (S_{23} + x^4 S_{22} + x^2 S_{44})] / g^4, \\
S'_{34} &= x[2(S_{33} - S_{23}) + 2x^2 (S_{23} - S_{22}) - (1 - x^2) S_{44} S] / g^4, \\
S'_{44} &= [(1 - x^2)^2 S_{44} + 4x^2 (S_{22} - 2S_{23} + S_{33})] / g^4, \\
S'_{55} &= (S_{55} + x^2 S_{66}) / g^2, \quad S'_{56} = x(S_{55} - S_{66}) / g^2, \\
S'_{55} &= (S_{66} + x^2 S_{55}) / g^2, \quad S'_{ij} = S'_{ji}.
\end{aligned} \tag{9}$$

Одним из мотивов, стимулирующих построение основных соотношений для цилиндрической оболочки с винтовой анизотропией, является механическая структура стенок артериальных кровеносных сосудов и связанное с этой структурой явление винтового движения крови.

Построение основных соотношений для цилиндрической оболочки осуществим, опираясь на гипотезы Кирхгоффа–Лява. Поскольку во многих источниках указывается на то, что стенка сосуда предварительно напряжена в продольном и окружном направлениях, приведём вариант линеаризованных уравнений, учитывающих эти факторы. Ограничимся осесимметричным случаем.

Обратимся, вначале, к соотношениям (8), (9). Преобразуя их, полагая $\sigma_{rr} = \sigma_{r\theta} = \sigma_{rz} = 0$ и $x = at$, где a – радиус срединной поверхности, получаем

$$\sigma_{\theta\theta} = g_{11} e_{\theta\theta} + g_{12} e_{zz} + g_{13} e_{\theta z},$$

$$\sigma_{zz} = g_{12} e_{\theta\theta} + g_{22} e_{zz} + g_{23} e_{\theta z},$$

$$\sigma_{zz} = g_{12} e_{\theta\theta} + g_{22} e_{zz} + g_{23} e_{\theta z}.$$

Здесь

$$g_{11} = [E_2 + x^2 (v_{32} E_2 + 4G_{23} + 4G_{23} v_{23} v_{32}) + x^4 E_3],$$

$$g_{12} = [v_{32} E_2 + x^2 (E_2 + E_3 + 4G_{23} - 4G_{23} v_{23} v_{32})_3],$$

$$g_{22} = [E_3 + x^2 (E_2 + E_3 + 4G_{23} - 4G_{23} v_{23} v_{32}) + x^4 E_3],$$

$$g_{13} = x [2G_{23} (1 - v_{23} v_{32}) - E_2 (1 - v_{23}) + x^2 (E_3 - v_{32} E_2 - 2G_{23} + 2G_{23} v_{23} v_{32}) / g_0],$$

$$g_{23} = x [-2G_{23} (1 - v_{23}) + E_3 (1 - v_{23}) + x^2 (-E_2 - v_{23} E_3 - 2G_{23} + 2G_{23} v_{23} v_{32}) / g_0],$$

$$g_{33} = x [G_{32} (1 - v_{23} v_{32}) (1 - x^2)^2 + x^2 (E_2 - v_{23} E_2 + E_3 - v_{32} E_3 - 2G_{23} + 2G_{23} v_{23} v_{32})],$$

$$g_{33} = x [G_{32} (1 - v_{23} v_{32}) (1 - x^2)^2 + x^2 (E_2 - v_{23} E_2 + E_3 - v_{32} E_3 - 2G_{23} + 2G_{23} v_{23} v_{32})],$$

$$g_0 = (1 + x^2)^4 (1 - v_{23} v_{32}).$$

Упрощения на основе гипотезы единой нормали приводят к выражениям

$$e_{\theta\theta} = e_1^0 + ye_1^1, \quad e_{zz} = e_2^0 + ye_2^1, \quad 2e_{\theta z} = e_3^0 + ye_3^1,$$

$$e_1^1 = -u_r^0/a^2, \quad e_2^1 = -\partial^2 u_r^0, \quad e_3^1 = 0.$$

где u_r^0, u_θ^0, u_z^0 – смещение точек срединной поверхности, $-h/2 \leq y \leq h/2$, h – толщина оболочки.

В принятых выше обозначениях выражения для усилий и моментов можно записать в следующем виде:

$$T_i = hg_{ij}e_j^0, \quad M_i = h^3g_{ij}e_j^1/12,$$

где

$$T_1 = T_{\theta\theta}, \quad T_2 = T_{zz}, \quad T_3 = T_{\theta z}, \quad M_1 = M_{\theta\theta}.$$

Замыкая цепочку основных соотношений уравнения движения

$$\frac{\partial^2 M_z}{\partial z^2} - \frac{T_1}{a} + T_\theta^0 \frac{u_r^0}{a^2} + T_z^0 \frac{\partial^2 u_r^0}{\partial z^2} - h\rho_0 \frac{\partial^2 u_r^0}{\partial t^2} + q_r = 0,$$

$$\frac{\partial T_2}{\partial z} - h\rho_0 \frac{\partial^2 u_z^0}{\partial t^2} + q_z = 0, \tag{10}$$

$$\frac{\partial M_3}{\partial z} + \frac{\partial T_3}{\partial z} - \frac{T_{\theta z}^0}{a} \frac{\partial u_r^0}{\partial z} - h\rho_0 \frac{\partial^2 u_z^0}{\partial t^2} + q_\theta = 0.$$

Здесь ρ_0 – плотность материала оболочки, $T_\theta^0, T_r^0, T_{\theta z}^0$ – усилия предварительно напряженного состояния.

Для того, чтобы получить представление о взаимодействии продольных и крутильных деформаций при динамических процессах, рассмотрим задачу о распространении гармонических волн.

Решение будем отыскивать в виде

$$u_j = U_j e^{i(k\xi - \omega t)}, \quad \xi = z/a,$$

где U_j – произвольные постоянные, $j = 1, 2, 3$ символизирует r, z, θ .

Полагая в (1) $q_r = q_\theta = q_z = 0$ и подставляя (2), получим однородную алгебраическую систему

$$l_{ij}U_j = 0.$$

Определитель этой системы является дисперсионным уравнением, корни которого $k(\omega)$ определяют множество нормальных волн (мод). При $T_{\theta\theta}^0 = T_{zz}^0 = T_{\theta z}^0 = 0$ в низкочастотной области всегда существуют четыре вещественных корня $\pm k_1, \pm k_2$, которые для достаточно тонких оболочек можно найти на основе безмоментной теории. Этим корням соответствуют однородные (незатухающие) моды. Учет моментных слагаемых при малых ω дает еще две пары комплексных корней, а соответствующие им моды описывают краевой эффект. Ниже U_{j1}, U_{j2} – компоненты амплитуды, соответствующие k_1, k_2 .

Математическая модель пульсового движения крови в артериальных сосудах

В предлагаемой математической модели, как и в [3], колебания стенки сосуда описываются уравнениями безмоментной теории упругих оболочек, а движение крови – линейными уравнениями вязкой несжимаемой жидкости.

Отличие состоит в учёте винтовой анизотропии стенки сосуда.

Будем считать, что на стенке сосуда выполняются кинематические условия прилипания

$$\partial_t u_r = v_r, \quad \partial_t u_z = v_z, \quad \partial_t u_\theta = v_\theta,$$

а гидродинамическое воздействие на стенку сосуда выражается тем, что в уравнениях (10)

$$\begin{aligned} q_r &= [p - 2\rho\nu\partial_r\vartheta_r]_{r=a}, \\ q_z &= -\rho\nu[\partial_r\vartheta_z + \partial_z\vartheta_r]_{r=a}, \\ q_\theta &= -\rho\nu[\partial_r\vartheta_\theta + \vartheta_\theta/r]_{r=a}. \end{aligned} \quad (11)$$

Здесь $\vartheta_r, \vartheta_z, \vartheta_\theta$ – радиальная, осевая и крутильная компоненты вектора скорости, p – давление, $\partial_r, \partial_z, \partial_\theta, \partial_t$, – частные производные по соответствующим переменным.

Решение для совместного движения будем искать в виде

$$\begin{aligned} u_j &= U_j e^{i(k\xi - \omega t)}, \quad u_j = V_j(\xi) e^{i(k\xi - \omega t)}, \quad p = p_0 e^{i(k\xi - \omega t)} \\ \xi &= r/a, \quad \xi = z/a, \end{aligned} \quad (12)$$

где на основании решения уравнений гидродинамики в предположении, что $\partial_r p = 0$,

$$\begin{aligned} V_z &= \frac{ika}{\rho\nu\beta^2} p_0 + \frac{J_0(\beta\xi)}{J_0(\beta)} X_z, \quad V_r = \frac{k^2 a}{2\rho\nu\beta^2} \xi p_0 + \frac{ik}{\beta}, \\ V_\theta &= \frac{J_1(\beta\xi)}{J_1(\beta)} X_\theta, \quad \beta^2 = i\gamma^2 - k^2, \quad \gamma^2 = a^2\omega/\nu. \end{aligned} \quad (13)$$

Здесь ρ_0, X_z, X_θ , как и U_j – произвольные постоянные, ρ – плотность крови, ν – кинематическая вязкость.

Уравнения движения оболочки (10) совместно с соотношениями (11)-(13) позволяет свести задачу к однородной алгебраической системе уравнений

$$\begin{aligned} d_{ij}(k)X_j &= 0, \quad i, j = 1, \dots, 3, \\ X_1 &= X_z, \quad X_2 = X_\theta, \quad X_3 = p_0. \end{aligned}$$

определитель которой, приравненный нулю, определяет дисперсионное уравнение.

ВЫВОДЫ

1. Разработана модель и методика расчета устойчивости и радиальной жесткости проволочных стентов с S-образными формами элементов.
2. Для того, чтобы обеспечить заданную устойчивость стента, необходимо проектировать стент так, чтобы краевые кольца имели несущую способность выше, чем остальные части стента, необходимо проектировать стент так, чтобы он был равножестким.
3. Вследствие того, что в реальных условиях стент нагружен неравномерно, то необходимо проектировать стент так, чтобы его жесткость менялась по длине.
4. Произведен расчет напряженно- деформированного состояния стента после его установки в сосуд.
5. Разработаны метод и установка для экспериментального исследования механических параметров стента.
6. Разработана физическая модель артерии для проведения экспериментальных исследований гибкости эндопротезов.
7. Установлено влияние геометрических параметров эндопротеза и его дизайна на механические свойства стентов.
8. Получено уравнение устойчивости стента в приближении эффективной пружины.

ЛИТЕРАТУРА

1. A randomized comparison of coronary-stent placement and ballon angioplasty in the treatment of coronary artery disease / D. Fischman, M. Leon, D. Baim et al. // *N. Engl. J. Med.* – 1994. – Vol. 331, № 8. – P. 496–501.
2. Козлов, К.Л. Интервенционная пластика венечных артерий – С.-Петербург: ЭЛБИ, 2000. – С. 68.
3. Stenting in cardiac interventional practice, off-label versus approved indication / D. Holmes, P. Berger, K. Garratt et al. // *Circulation.* – 1995. – Vol. 92, suppl. I. – P. 85.
4. Bosch, J.L., Hunink, M.G.M. Meta-analysis of the results of percutaneous transluminal angioplasty and stent placement for aortoiliac occlusive disease. *Radiology* 1997; 204: 87–96.
5. Fischman, D.L., Leon, M., Baim, D.S., Schatz, R.A., Savage, M.P., Penn, I., Detre, K., Veltri, L., Ricci, D., Nobuyoshi, M., Cleman, M., Heuser, R., Almond, D., Teirstein, P.S., Fish, D., Colombo, A., Brinker, J., Moses, J., Shaknovich, A., Hirshfeld, J., Bailey, S., Ellis, S., Rake, R., Goldberg, S., for the Stent Restenosis Study Investigators. A randomized comparison of coronary stent placement and balloon angioplasty in the treatment of coronary disease. *N Engl J Med.* 1994; 331: 496–501.
6. Macaya, C., Serruys, P.W., Ruygrok, P., Suryapranata, H., Mast, G., Klugmann, S., Urban, P., den Heijer, P., Koch, K., Simon, R., Morice, M.C., Crean, P., Bonnier, H., Wijns, W., Danchin, N., Bourdonnec, C., Morel, M.A., for the Benestent Study Group. Continued benefit of coronary stenting compared to balloon angioplasty: one year clinical follow-up of the Benestent trial. *J Am Coll Cardiol.* 1996; 27; 255–261.
7. Richter, G.M., Roeren, T.H., Noeldge, G., et al. Superior clinical results of iliac stent placement versus percutaneous transluminal angioplasty: four-year success rates of a randomized study (abstr). *Radiology* 1991; 181 (suppl): 161.
8. Serruys, P.W., de Jaegere P., Kiemeneij, F., Macaya, C., Rutsch, W., Heyndricks, G., Emanuelsson, H., Marco, J., Legrand, V., Materne, P., Belardi, J., Sigwart, U., Colombo, A., Goy, J.J., van den Heuvel, P., Delcan, J., Morel, M.A., for the Benestent Study Group. A comparison of balloon-expandable stent implantation with balloon angioplasty in patients with coronary artery disease. *N Engl J Med.* 1994; 331: 489–495.
9. Van der Ven, G.J.P., Kaatee, R., Beuter, J.J., Beek, J.A.F., Woittiez, J.A., Buskens, E., Koomans, A.H., Mali, P.Th.W. Arterial stenting and balloon angioplasty in ostial atherosclerotic renovascular disease: a randomised trial. *Lancet.* 1999. 353: 282–86.
10. A.V.Chigarev, V.T.Minchenya, A.S.Manko. Interaction Research of Vessel-Stent-Blood System/. International Symposium on Trends in Applications of Mathematics to Mechanics. STAMM 2006. July 10-14, 2006. Vienna University of Technology organized under the auspices of ISIMM. С. 29–30.
11. Мрочек, А.Г., Адзерихо, И.Э., Герасевич, В.А., Чigarev, А.В., Минченя, В.Т. Расчет радиальной жесткости и устойчивости внутрисосудистых эндопротезов – артериальных стентов // Доклады НАН Беларуси. – 2003. – Т. 47, № – С.
12. Чigarev, А.В., Минченя, В.Т., Манько, А.С. Теоретические и экспериментальные исследования элементов проволочных стентов. Межведомственный сборник научно-методических статей. Теоретическая и прикладная механика. Вып. 20. Минск. 2006. С. 13–16.
13. Минченя, В.Т. Манько, А.С. Технология изготовления проволочного стента. Материалы докладов 7-й международной научно-технической конференции «Новые материалы и технологии: порошковая металлургия, композиционные материалы, защитные покрытия». 16-17 мая 2006 г. С. 207–208
14. Устинов, Ю.А. Некоторые задачи для упругих цилиндрических тел с винтовой анизотропией // *Успехи механики.* – 2003. – № 4. – С. 3–29