

МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИКИ В ЗОНЕ ИМПЛАНТАЦИИ ИСКУССТВЕННОГО КЛАПАНА СЕРДЦА

Хиженок В.Ф., Шилько С.В.

*ГНУ Институт механики металлополимерных систем
им. В.А. Белого НАН Беларуси*

Для выполнения требований, предъявляемых к искусственным клапанам сердца (ИКС), предложены различные конструкции клапанных протезов на основе синтетических и биологических материалов. Взаимодействие эритроцитов с твердой поверхностью деталей дисковых ИКС является причиной нежелательных явлений в виде гемолиза и тромбообразования. В целях повышения биосовместимости предлагаемых разработчиками конструкций ИКС необходимо смоделировать и проанализировать поля давлений и скоростей кровотока в зоне имплантации, что явилось предметом исследований ряда работ [1-10]. Однако в известных работах недостаточно полно учитывалась геометрия зоны имплантации и нелинейность вязкости крови.

С этой целью авторами была построена CAD-модель протезируемого отдела сердца, включающего левый желудочек, искусственный клапан сердца дисковой конструкции типа Планикс (Беларусь) [11] и аорту (рис. 1).

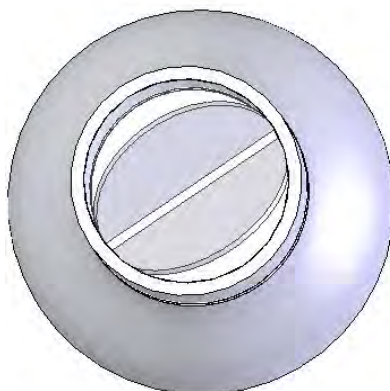


Рис. 1. CAD – модель зоны имплантации с установленным ИКС

В численном исследовании принималось, что биоткани не деформируются (в действительности имеет место некоторое увеличение диаметра корня аорты в систоле (не превышающее 16 %), способствующее снижению гидравлического сопротивления). Также не учитывалось влияние отдаленных отделов сердца на параметры систолического выброса. С использованием построенной модели путем решения уравнений Навье–Стокса методом конечных элементов выполняли расчет параметров гемодинамики в области имплантации протеза клапана. Принимали, что на поверхности замыкательных элементов ИКС дисковой конструкции выполняется условие прилипания.

1. Двумерная модель гемодинамики. Учет нелинейной вязкости крови

В начальном приближении кровь считали ньютоновской (линейно-вязкой) жидкостью. Запись уравнений Навье–Стокса с учетом несжимаемости $\text{div } \vec{V} = 0$ имеет вид [8]:

$$\rho_{кр} \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} - \eta_{кр} \nabla^2 \vec{V} + \text{grad} P = \vec{F}, \quad (1)$$

где F – плотность внешней силы, $\rho_{кр}, \eta_{кр}$ – плотность и кинематическая вязкость крови соответственно, P – давление крови, ∇^2 – оператор Лапласа. В двумерной постановке задачи вектор скорости, давление, плотность и массовая сила являются функциями двух декартовых координат.

Во втором варианте (рис. 1б, 2б, 3) рассматривалась неньютоновская жидкость [8-10]. Нелинейность крови в виде изменения ее вязкости от скорости течения описывалась по модели *Carreau*:

$$\mu = \begin{cases} \mu_0 K D^{n-1}, & D > D_0 \\ \mu_0 K D_0^{n-1}, & D \leq D_0 \end{cases}, \quad (2)$$

Здесь $\mu_0 = 0,035$ пуаз есть номинальная вязкость крови, $K = 1 \text{сек}^{0,39}$ – показатель консистенции, $D = \sqrt{I_2}$, $D_0 = 226,5 \text{сек}^{-1}$, показатель степени $n = 0,61$, второй инвариант тензора скорости деформации $I_2 = \frac{1}{2} \sum_i \sum_j L_{ij} L_{ij}$,

$L_{ij} = \frac{1}{2} (u_{i,j} + u_{j,i})$ есть градиент i -ой компоненты скорости в j -ом направлении.

Рассматривалась также модель *Power Law*:

$$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty) \left[1 + (\lambda D)^2 \right]^{\frac{n-1}{2}}, \quad (3)$$

где $\mu_\infty = 0,6$ – вязкость при скорости бесконечного сдвига, $\mu_0 = 0,66$ – вязкость при скорости нулевого сдвига, λ – постоянная времени и $n = 0,3568$ – показатель степени.

Серия расчетов показала, что поля давлений и скоростей в области установки двухстворчатых протезов аортального клапана существенно зависят от закона изменения вязкости (рис. 3,4).

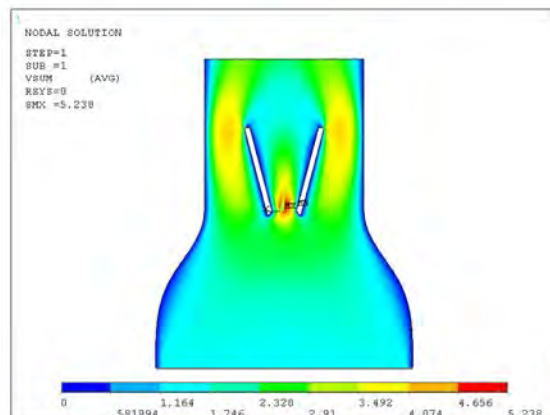
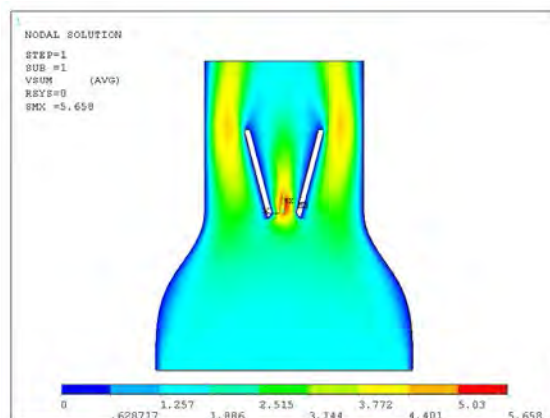


Рис. 3. Распределение скоростей при линейной (а) и нелинейной (б) вязкости

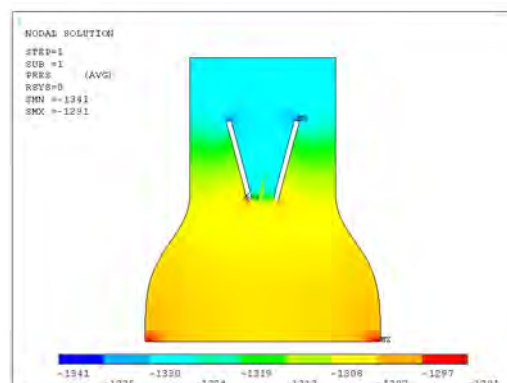
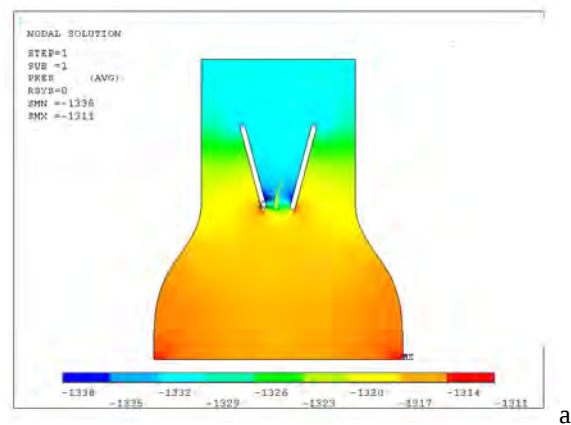


Рис. 4. Распределение давлений при линейной (а) и нелинейной (б) вязкости.

Соответствующее расчетное распределение вязкости в зоне имплантации показано на рис. 5.

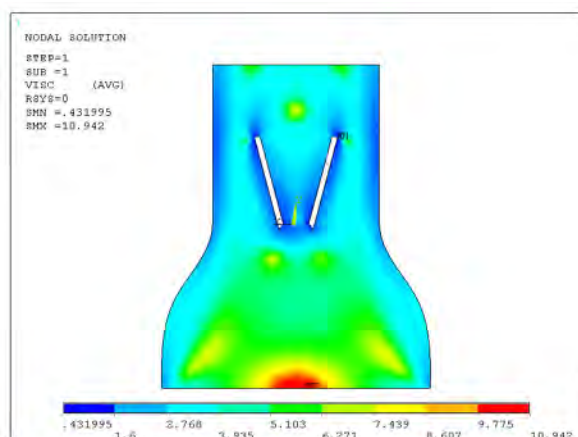


Рис. 5. Изменение вязкости крови в зоне имплантации

Как видно из рис. 5, распределение вязкости крови в соответствии с используемыми моделями (2-3) отличается существенной неоднородностью. В частности, в приповерхностных зонах, где задавалось условие прилипания, вязкость крови минимальна. Учет нелинейной вязкости выявляет уменьшение размеров зон застоя, образующихся непосредственно за створками ИКС (рис. 3б), по сравнению с результатами, полученными в предположении линейной вязкости крови (рис. 3а).

2. Трехмерная постановка задачи

Необходимо отметить, что решение в трехмерной постановке существенно нелинейной задачи гемодинамики обуславливает значительные вычислительные трудности. Проведение более экономичного расчета в двумерной постановке (модель щелевого канала) мотивируется симметрией потока в ИКС. При поступательном движении в ламинарном режиме расхождение результатов для 2-D и 3-D моделей невелико (для максимальных скоростей погрешность не превышает 10%). Кроме того, в двумерном расчете значительно упрощается интерпретация графических результатов. Однако двумерная модель не позволяет описать физиологически важный эффект закручивание потока крови при сокращении левого желудочка, способствующее снижению гемодинамического сопротивления (рис. 3.14).

С использованием трехмерной модели могут быть проанализированы различные варианты течения крови (рис. 6).

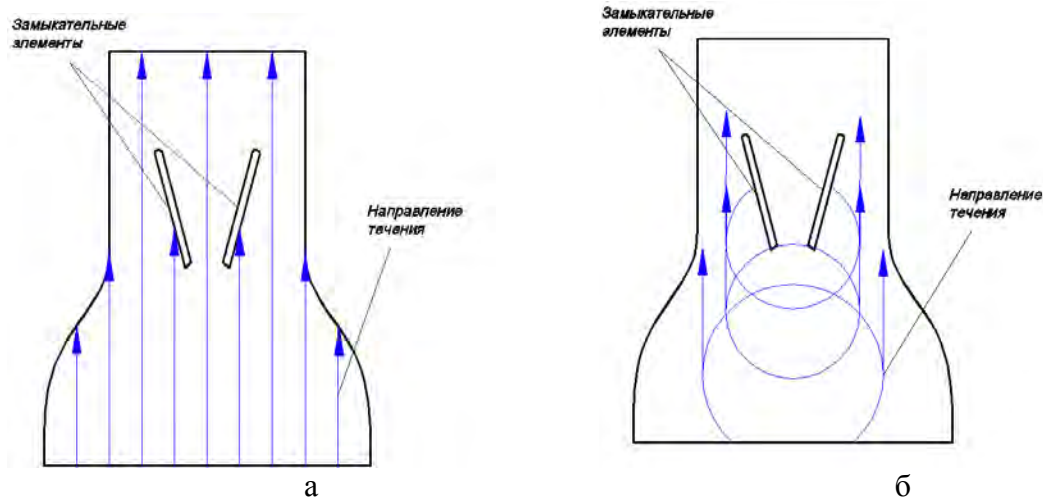


Рис. 6. Идеализированный и реальный характер кровотока в зоне имплантации ИКС: прямолинейное течение (а), винтовое течение (б)

Запись уравнений Навье-Стокса в трехмерной постановке имеет вид:

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} &= -\frac{\partial P}{\partial x} + \frac{1}{\text{Re}} \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right), \\
 \frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} &= -\frac{\partial P}{\partial y} + \frac{1}{\text{Re}} \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right), \\
 \frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} &= -\frac{\partial P}{\partial z} + \frac{1}{\text{Re}} \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right), \\
 \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} &= 0,
 \end{aligned} \tag{4}$$

где t – время; x, y, z – координаты жидкой частицы; u, v, w – скорость жидкой частицы; Re – число Рейнольдса.

Для подробного анализа гидродинамики ИКС в трехмерной постановке проведена серия расчетов по определению полей давлений и скоростей в области установки двустворчатых протезов аортального клапана при прямом токе крови. Предполагалось, что протез клапана дисковой конструкции диаметром 21 мм установлен в цилиндрическом канале длиной 5 см, на входе которого задано винтовое движение крови вязкостью $\eta = 0,05$ Пуаз и плотностью $\rho = 1,003$ г/см³ с компонентами скоростей $V_z = 0,5$ м/с, $V_x = V_y = V_0 (x/R)$, где $V_0 = 0,5$ м/с, а на выходе задана компонента скорости $V_z = 0,28$ м/с [6] и давлением 13 кПа. Результаты расчета давлений и скоростей для угла α , равного 50° и 75°, показаны на рис. 7-9.

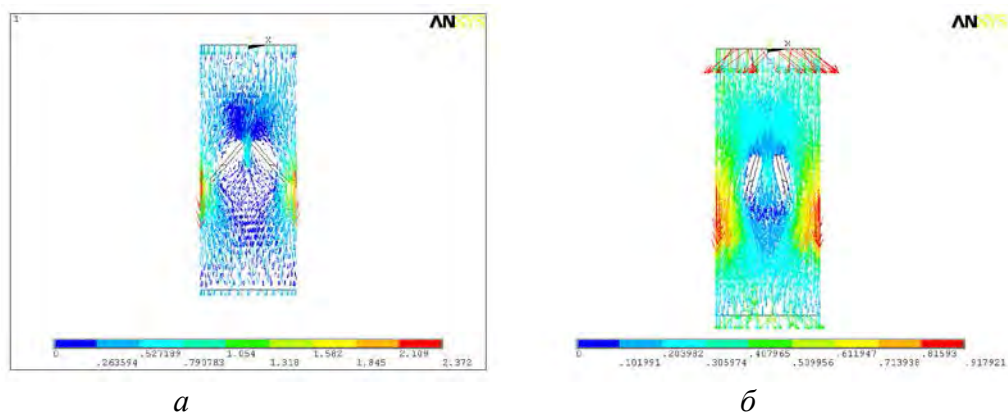


Рис. 7. Поле скоростей в диаметральной сечении канала для угла открытия 50° (а) и 75° (б).

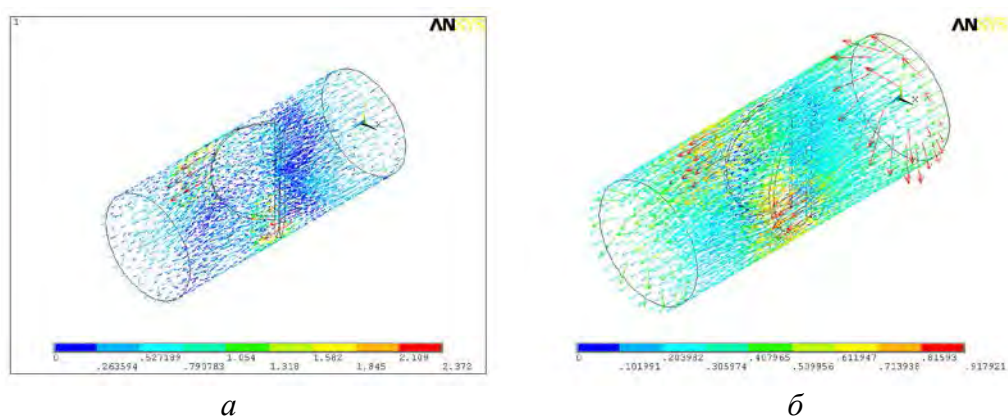


Рис. 8. Поле скоростей в изометрии для угла открытия 50° (а) и 75° (б).

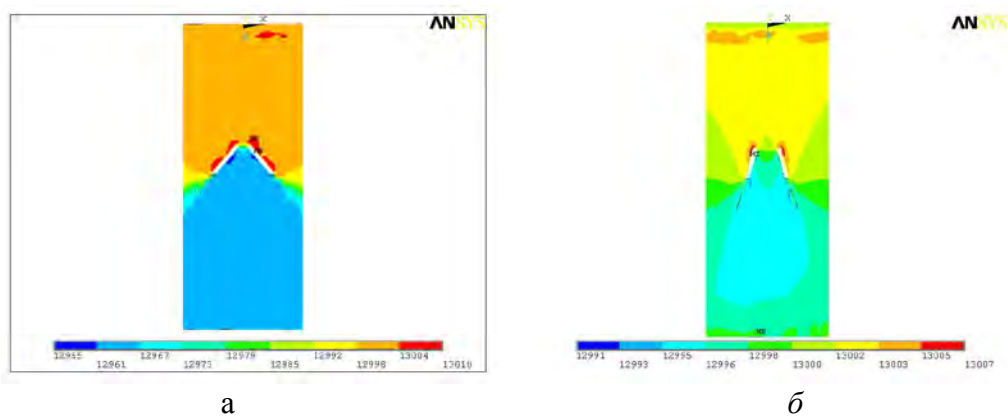


Рис. 9. Поле давлений для угла открытия 50° (а) и 75° (б).

Можно отметить, что наличие створок приводит к сильному торможению вихревого движения крови, формируемого в процессе сердечного выброса (рис. 7-9). Результаты расчета скорости течения согласуются с данными, полученными методами частиц [2] и фотохромной визуализации [4]. Разработанные модели дают возможность оптимизировать параметры гемодинамики на стадии проектирования ИКС.

Литература

1. Розанова И.Б. Гидродинамика искусственных клапанов сердца // Механика полимеров.– 1975.– № 4, С. 748-752.
2. Lim W.L., Chew Y.T., Chew T.C., Low H.N. Steady flow dynamics of prosthetic aortic heart valves: a comparative evaluation with PIV techniques // J. Biomechanics.– 1998, Vol. 31.– P. 411-421.
3. Bluestein D., Li Y.M., Krukenkamp I.B. Free emboli formation in the wake of bileaflet mechanical heart valves and the effects of implantation techniques // J. Biomechanics.– 2002.– Vol. 35, P. 1533-1540.
4. Yurechko V.N., Korchagin S.I., Radkevich F.A., Kuznetsova E.I., Fadeev A.A. Gydrodynamics of new generation cardiac valve prostheses // Russian J. Biomechanics.– 2002, Vol. 6. № 1.– P. 56-68.
5. Yong G.L., Krishnan B.C., Lemmon J. A numeral simulation of mechanical heart valve closure fluid dynamics // J. Biomechanics.– 2002.– Vol. 35, P. 881-892.
6. Fiore G.B., Grigioni M., Daniele C., Avenio G.D., Barbaro V., Fumero R. Hydraulic functional characterization of aortic mechanical heart valve prostheses through lumped-parameter modeling // J. Biomechanics.– 2002.– Vol. 35, P. 1427-1432.
7. Shilko S.V., Salivonchik S.P., Hizhenok V.F., Kuzminsky Yu.G. The analysis of heart valve dysfunction and effectiveness of disc-designed prostheses // Acta of bioengineering and biomechanics.– 2003.– Vol. 5, № 2.– P. 53–62.
8. Rinderu P.L., Rinderu E.T., L. Gruionu, C. Bratianu A FEM study of aortic hemodynamics in the case of stenosis // Acta of Bioengineering and Biomechanics. –2003.– Vol. 5, № 2.
9. Gijssen F.J.H., F.N. van de Vosse, Janssen J.D. The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model // J. Biomechanics. – 1999.–Vol. 32.– P. 601-608.
10. Zhang J.B., Kuang Z.B. Study on blood constitutive parameters in different blood constitutive equations // J. Biomechanics.– 2000.–Vol. 33.– P. 355-360.
11. ТУ ПБ 14539033.004-96.