

4. Коледа В.А., Медведев В.А. Особенности физического воспитания школьников и студентов Гомельского региона. — Гомель: Гомельский ЦНТДИ, 1999. — 214 с.

5. Медведев В.А. Содержание и структура физкультурно-экспериментальных программ, оптимизирующих функциональное состояние школьников Гомельского региона // Сборник науч. статей. — Гомель: ГГУ, 1999. — С. 107—119.

6. Медведев В.А. Теоретико-методические основы управления процессом физического

воспитания // Вопросы физического воспитания студентов: Сборник науч.статей. — Мн.:БГУ, 2003. — С. 7—15.

7. Медведев В.А., Коледа В.А. О критериях оценки функционального состояния учащейся и студенческой молодежи // Физическая культура: воспитание, образование, тренировка. — 2000. — № 2. — С. 11—13.

8. Медведев В.А., Маркевич О.П. Оздоровление студенческой молодежи средствами физической культуры // Вышэйшая школа. — 2003. — № 3. — С. 72—75.

Поступила 25.05.2004

НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

УДК 539.3; 531/534:57

БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ ИСКУССТВЕННОГО КЛАПАНА СЕРДЦА ДИСКОВОЙ КОНСТРУКЦИИ

С.В. Шилько, С.П. Саливончик, В.Ф. Хиженок, В.В. Аничкин, Ю.М. Плескачевский

Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого НАН Беларуси
Гомельский областной кардиологический диспансер
Гомельский государственный медицинский университет

Рассматриваются клапанная функция сердца (в норме и при патологии) и гемодинамические характеристики механического протеза клапана, оказывающие влияние на гемолиз и тромбообразование. Построены компьютерная и физическая модели дискового протеза аортального клапана. Выполнен анализ поля скоростей и давлений при прямом и обратном токе крови, показавший преимущества двухстворчатых протезов. Достоинством использованного подхода является возможность детального описания движения крови с выявлением зон турбулентности и разрежения для различных вариантов конструкции, включая размер, кривизну и предельный угол открытия створок. Это позволяет минимизировать гидравлическое сопротивление, тромбообразование и гемолиз, сохраняя высокую надежность закрытия клапана. Обсуждается возможность проектирования протеза с целью повышения адекватности его клапанной функции путем реализации закручивания потока крови.

Ключевые слова: клапанная функция сердца, дисковый протез клапана, биосовместимость, гемодинамика, регургитация, гемолиз, тромбообразование.

THE BIOMECHANICAL ANALYSIS OF ARTIFICIAL DISK-CONSTRUCTION HEART VALVE FUNCTIONINS

S.V. Shilko, S.P. Salivonchik, V.F. Hizhenok, V.V. Anichkin, Yu.M. Pleskachevsky

V.A. Belyi Metal-Polymer Institute of the National Academy of Sciences of Belarus
Gomel Regional Clinical Cardiological Dispensary
Gomel State Medical University

The valve functions of heart (in norm and pathological state) and hemodynamic characteristics of mechanical prosthetic cardiac valves influencing hemolysis and blood coagulation have been investigated. The computer and physical models of the disc cardiac valve implant have been constructed. The analysis of blood velocity and pressure at direct and inverse blood flows has shown better

characteristics of butterfly valves. An advantage of this approach is in thorough description of blood flow assisting in determination of turbulence and depression zones for different size, curvature and ultimate opening angle of the leaves. This minimises hydraulic resistance, thrombus formation and hemolysis thus preserving high reliability of valve closing. A design of the valve prosthesis aimed at improving valve functions by swirling the blood flow is discussed.

Key words: valve function of heart, disc cardiac valve prosthesis, biocompatibility, hemodynamics, regurgitation, hemolysis, thrombus formation.

Введение

Лечение пороков сердца было и остается важным направлением кардиологии. В частности, для выбора лечебной тактики (терапия или хирургическое вмешательство) необходимо изучение гемодинамики сердца, что позволяет установить связь между регистрируемыми параметрами кровотока и степенью дисфункции клапана.

Кроме того, несмотря на значительные усилия разработчиков и несомненные успехи в области создания искусственных клапанов сердца (ИКС), остается проблема повышения их адекватности. Послеоперационное использование антикоагулянтов для профилактики образования тромбов имеет отрицательную сторону, поскольку гемокоагуляция является защитно-приспособительной реакцией организма, направленной на быструю остановку кровотечения и сохранение крови в сосудистой системе. Имплантация ИКС является массовой в развитых странах мира, включая Беларусь (для населения РБ необходимо не менее 1000 операций в год, фактически производится 400—500 операций в год).

Таким образом, актуальна разработка кардиоимплантатов нового поколения для эффективного хирургического лечения сердечно-сосудистых заболеваний с возможностью их отечественного производства и, таким образом, обеспечения повышения качества жизни населения и создания экспортного потенциала в области медицинской техники.

Проблема создания адекватных кардиоимплантатов

Исследования по созданию адекватных кардиоимплантатов относятся к основным разделам биомеханики (механика сердечно-сосудистой системы, протезирование) и одновременно представляют собой новое направление в современной науке о полимерах. Для решения проблемы адекватности имплантатов в настоящее время активно проводятся экспериментальные и теоретиче-

ские исследования под эгидой American Society of Artificial Internal Organs, в Harvard, Clivland and California Universities, исследовательском центре наиболее известного производителя ИКС — фирмы St. Jude Medical (все в США), а также под патронажем НАТО; в University of Oslo (Норвегия); в России — ИССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, Научном центре хирургии РАМН, НИИ медицинской техники, Лаборатории нейтронной физики им. Франка ОИЯИ (Дубна), воронежском НПО «Энергия» и т.д.

Нерешенные проблемы в этой области можно сформулировать следующим образом:

- поиск материалов и покрытий, не вызывающих тромбов и не оказывающих постоянного антикоагулирующего действия;
- создание условий метаболизма в протезирующих материалах и вместе с тем предотвращение деградации их механических свойств;
- воспроизведение имплантатами отдельных функций биотканей, в особенности, самозалечивания повреждений;
- обеспечение циклической прочности имплантатов, работающих в условиях изгиба, достаточной для функционирования в течение минимум 10 лет.

С точки зрения развития методологии следует отметить, что недостаточно разработаны методы прогнозирования деформационно-прочностных характеристик, связанных с пористостью протезирующих материалов (потеря устойчивости и эффект гиперупругости, зависимость эффективных механических характеристик материала от объемной деформации и т.д.). В частности, отсутствуют надежные методы, описывающие биоткани сердца и сосудов, как направленно-армированные нелинейно-вязкие композиты. Крайне необходима информация о вязкоупругих свойствах биосовместимых материалов *in vivo*, что снижает адекватность моделирования и последующего протезирования биотканей и отделов сердца.

Имея в виду проведение биомеханического эксперимента, отметим, что живые ткани обладают рядом особенностей, затрудняющих использование стандартных способов определения их механических характеристик (наличие жидкой среды, необходимость использования преимущественно неразрушающих методов контроля, стерильная чистота материалов и оборудования). К особенностям биотканей и протезирующих их полимерных материалов можно отнести низкую жесткость, неоднородность, ярко выраженную вязкость, необходимость проведения испытаний непосредственно в организме (*in vivo*).

Применительно к теории, следует отметить необходимость решения связанных задач вязкоупругопластичности, массопереноса и механики разрушения с учетом того, что живые ткани и полимеры являются проницаемыми материалами и в них имеют место в определенном смысле конкурирующие процессы гидролиза и образования слоев фибрина вследствие контакта и диффузии биологических жидкостей (крови, лимфы) с последующим активным взаимодействием. В этой части необходимо:

- получение экспериментальной информации о деформационно-прочностных свойствах полимерных кардиоимплантатов при действии функциональной нагрузки в указанных жидких средах;

- формулировка вязкоупругопластических моделей биосовместимых полимеров и вязкопластических моделей крови;

- проведение вычислительных экспериментов, описывающих гемодинамику в зоне протезирования, процессы деградации и ремоделирования полимеров в поверхностных слоях и объеме материала.

Ниже приведены результаты, полученные авторами в части компьютерного и физического моделирования гемодинамики ИКС, а именно, изучение полей скоростей и напряжений при прямом и обратном токе крови на примере клапана наиболее прогрессивной дисковой конструкции.

Биомеханический анализ функции аортального клапана

Как известно, роль аортального клапана (АК) заключается в обеспечении направленного кровотока в аорту. В систолической фазе кровь из предсердия через открытый митральный клапан попадает в левый желудочек, при сокращении которого выбрасывается в аорту через открытый аортальный клапан (рис. 1).

а

б

Рис. 1. Схема кровотока в систоле (а) и диастоле (б): 1 — левое предсердие; 2 — митральный клапан; 3 — левый желудочек; 4 — аортальный клапан; 5 — аорта.

Порок АК, приводящий к регургитации, т.е. обратному течению крови в диастолической фазе, можно количественно охарактеризовать отношением площади просвета клапана в диастоле к площади его поперечного сечения в полностью открытом состоянии. Статистически длительность диастолического периода превышает систолический приблизительно в четыре раза. В результате дисфункции клапана происходит сброс крови в емкость сердца, что резко снижает эффективность сердечно-сосудистой системы. Необходимость покрытия возникающего дефицита кислорода вызывает патологическое увеличение частоты пульса, рост нагрузки на сердце, снижение качества и продолжительности жизни.

При дисфункции клапана минутный объем обратного кровотока в стадии диастолы V_d можно оценить по формуле:

$$V_d = 60 q \frac{k_{ds}}{N_0(k_{ds} + 1)}, \quad (1)$$

где q — интенсивность кровотока; k_{ds} — отношение длительностей фаз диастолы и систолы; N_0 — частота пульса в норме.

Интенсивность кровотока q определяется следующим образом:

$$q = 1,05 \cdot 10^{-3} k_d \left(\frac{p_{\max} + p_{\min}}{2} \right)^{0,5} \frac{d^2}{\sqrt{\rho}} \quad (2)$$

где k_d — степень дисфункции клапана, л; p_{\max} , p_{\min} — верхний и нижний пределы изменения давления, мм рт. ст.; d — диаметр просвета клапана; ρ — плотность крови, равная 1,05 г/мл.

Отсюда следует выражение для частоты пульса, учитывающее дисфункцию клапана:

$$N = \frac{N_0 V_s}{V_s - V_d}, \quad (3)$$

где V_s — минутный систолический объем.

При помощи зависимостей (1—3) можно оценить влияние дисфункции клапана на частоту сердечных сокращений для трех типичных состояний системы кровообращения (таблица 1).

Таблица 1

Характеристика сердечных сокращений в зависимости от состояния системы кровообращения

Параметры	Систолический объем, л	Давление, мм рт. ст.		Частота пульса
		Систола	Диастола	
Физиологическая норма	0,07	120	100	60
Анемия апластическая	0,11	90	45	100
Преуремия	0,03	240	145	70

Рис. 2 иллюстрирует влияние дисфункции АК на частоту пульса для диаметра просвета клапана $d = 20$ мм. Можно заключить, что значимость клапанной функции при патологии кровеносной системы выше, чем в случае физиологической нормы.

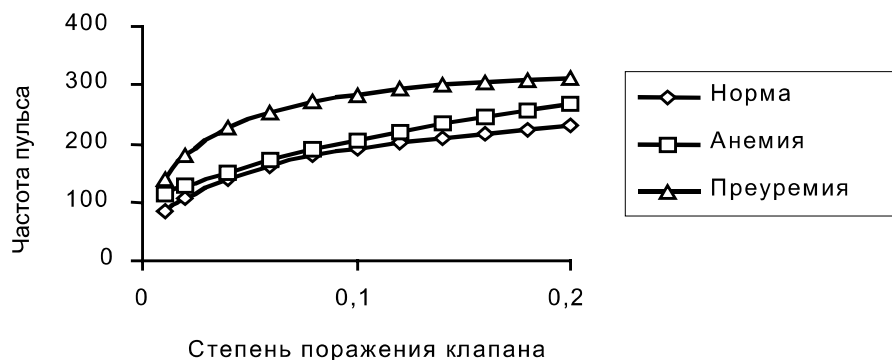


Рис. 2. Зависимость частоты пульса от дисфункции клапана.

О возможности адаптивного функционирования ИКС дисковой конструкции

Для снижения гемолиза и предотвращения тромбирования ИКС предпочтительна тщательная, в т.ч. индивидуальная, проработка конструкции и выбор материала протеза, направленные на оптимизацию гемодинамических характеристик, а именно: уменьшение гидравлического сопротивления, регургитации, максимальных давлений и сдвиговых напряжений. Особо следует отметить важность управления турбулентностью кровотока, роль которой в развитии тромбов представляется неоднозначной. В связи с трудностями индивидуального подбора ИКС целесообразно создание адаптивных кардиоимплантатов, обладающих способностью к автоматической подстройке к специфическим условиям кровотока пациента, а также их вариациям в процессе жизнедеятельности.

Рассмотрим вопрос реализации адаптивных кардиоимплантатов с позиций биомеханики. Как известно, эволюционно «оптимизированные» нативные клапаны сердца состоят из мягких тканей. Их длительная работоспособность в условиях циклического изгиба с частотой сердечных сокращений обусловлена чрезвычайно высокой усталостной прочностью, обусловленной непрерывным устранением микрповреждений в результате направленного генезиса структур.

Возможность осуществления подобной адаптивной реакции и, соответственно,

реализации высокой циклической прочности при деформировании металлов и керамики, отличных по химической природе от живых тканей, остается открытой. В этой связи для протезирования клапана сердца используются конструкции, основанные на вращении жестких элементов (створок) из металлов (стали, титана), керамики или силлала. Приемлемые показатели надежности и ресурса достигаются за счет высокой прочности, твердости и износостойкости материала, причем резервы повышения качества ИКС дисковой конструкции еще не исчерпаны. Представляется, что адаптация ИКС дисковой конструкции может быть достигнута автоматической ориентацией замыкательных элементов в направлении, обеспечивающем минимальное гемодинамическое сопротивление.

Метод исследования гемодинамики ИКС дисковой конструкции

Ранее были показаны преимущества механических протезов с одной и, в особенности, двумя дисковыми створками (рис. 3), получивших распространение в клинической практике благодаря низкому (7—11 мм) профилю, относительно большому углу открытия и высокой надежности. Так, эффективная площадь открытия дисковых моностворчатых клапанов на 20% больше, чем у биопротезов и на 30—35% больше, чем у шаровых протезов [1].

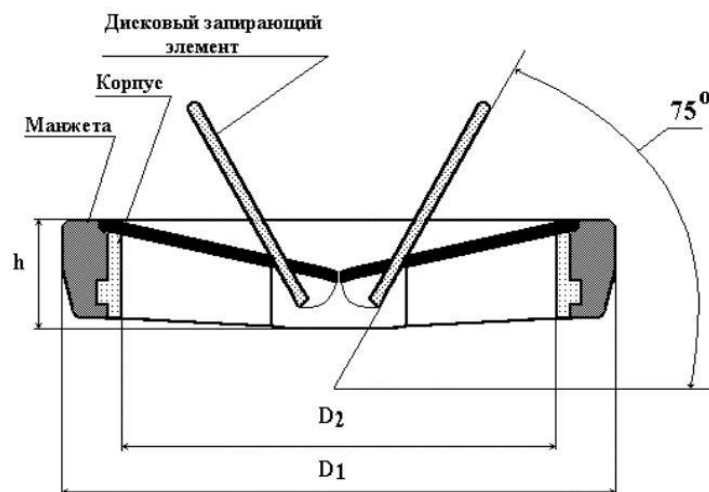


Рис. 3. Конструкция двухстворчатого клапана «Планикс».

Однако в дисковых протезах имеют место: 1) разрушение эритроцитов (гемолиз) вследствие повышенного, по сравнению с нативным клапаном, уровня напряжений и 2) неравномерное разделение потока крови створками, приводящее к его нежелательной турбулизации, что принято считать причиной тромбозов [2]. Отсюда следует необходимость выявления и направленного изменения локализации зон турбулентности, разрежения, высоких давлений и сдвиговых напряжений (напряжений Рейнольдса). Знание поля давлений необходимо и для повышения эффективности ИКС.

Замыкательные элементы клапана (створки), которые конструктивно не открываются полностью для гарантированного возврата в закрытое положение, создают местное сопротивление, из-за которого давление перед заслонкой больше, чем за ней. В результате уменьшается пропускная способность системы кровообращения, что компенсируется увеличением частоты пульса.

Редким, но опасным видом отказа протеза дисковой конструкции является несрабатывание створок клапана. Последнее может быть обусловлено слишком большим предельным углом открытия α , при котором обратный ток крови недостаточен для преодоления момента сопротивления закрытию.

Таким образом, необходимо найти компромиссное решение, а именно, такой предельный угол открытия α , при котором одновременно обеспечиваются оптимальные размеры зоны турбулентности S_{turb} , минимальные давления p и сдвиговые напряжения τ , низкое сопротивление кровотоку в систоле и минимальная регургитация в диастоле, а также надежное закрытие

клапана при обратном токе. Для определения положения указанного оптимума запишем условие:

$$\begin{aligned} & \text{Min } p(\alpha), \tau(\alpha); \\ & \text{Max } (V_s(\alpha) - V_d(\alpha)); \\ & S_{turb}(\alpha) = S_{turb}^{opt}; \\ & M_b(\alpha) \geq M_f(\alpha), \end{aligned} \quad (4)$$

где p — локальное давление крови; τ — напряжение сдвига; V_d — минутный объем регургитации; S_{turb} — зона турбулентности; S_{turb}^{opt} — оптимальный размер зоны турбулентности; M_b — момент вращения, обусловленный давлением крови на створку при обратном токе крови; M_f — момент сопротивления повороту створки.

Потери давления Δp (мм рт. ст.), вызванные установкой клапана, можно оценить по формуле, учитывающей связь скорости течения и давления жидкости в соответствии с известным подходом, применяемым в гидродинамических расчетах [3]:

$$\Delta p = 20440 \frac{\rho}{2g} \cdot v^2 \left(1 - \frac{S}{S_\alpha}\right)^2, \quad (5)$$

где S — площадь сечения полностью открытого клапана; S_α — площадь сечения частично открытого клапана $S_\alpha = S (1 - \cos \alpha)$; v — линейная скорость течения через клапан, определяемая по формуле:

$$v = \left[\frac{V_s \cdot N \cdot (1 + k_{ds})}{S} \right], \quad (6)$$

Зависимости (5,6) позволяют дать оценку градиента давления АК (рис. 4). К примеру, для угла открытия 65° имеем потери давления $\Delta p = 5,8$ мм рт. ст.

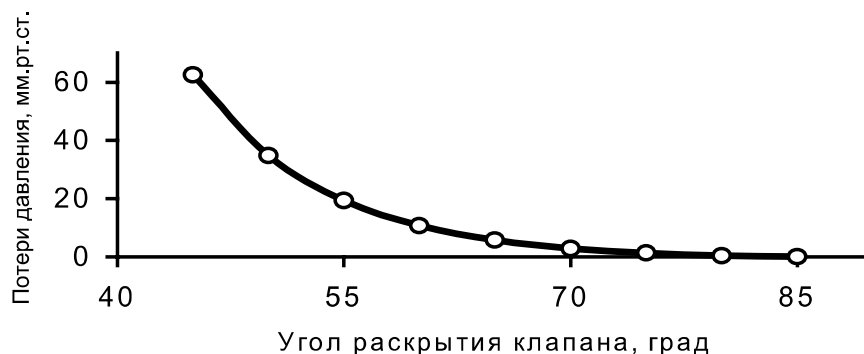


Рис. 4. Зависимость потерь давления от угла раскрытия клапана.

Более сложной задачей является определение напряжений и скоростей кровотока. Экспериментально поле скоростей и напряжения Рейнольдса для дисковых ИКС было исследовано методом частиц [4]; для измерения скоростей применялся также метод фотохромной визуализации линий тока [5]. Теоретический анализ базируется, как правило, на численном моделировании процесса течения [2—3, 6—8].

В настоящей работе для описания процесса течения крови в систолической и диастолической фазах использован метод конечных элементов [3, 6, 8]. Преимуществом использованного подхода является детальное описание кровотока с выявлением зон турбулентности и разрежения. Это позволяет совершенствовать конструкцию клапана с целью минимизации гидравлического сопротивления и тромбообразования при обеспечении высокой надежности срабатывания при обратном токе крови.

С целью оптимизации гемодинамики отечественного дискового ИКС «Планикс» [9] варьировался угол открытия створок α (рис. 3). Необходимо отметить, что решение в объемной постановке существенно нелинейной задачи гемодинамики с зонами турбулентности обуславливает значительные вычислительные трудности. Проведение более экономичного расчета в двумерной постановке (модель щелевого канала) мотивируется симметрией потока в ИКС. В этом

случае расхождение результатов для 2-D и 3-D моделей невелико (по нашим оценкам, для максимальных скоростей погрешность не превышает 10%). Кроме того, в двумерном расчете значительно упрощается интерпретация графических результатов.

Твердотельная модель фрагмента канала с установленным клапаном (рис. 1) была построена при помощи средства автоматизированного проектирования SolidWorks 2000. Вводилось допущение, что окружающие биоткани не деформируются (в действительности, имеет место некоторое увеличение диаметра корня аорты в систоле, способствующее снижению гидравлического сопротивления).

Обсуждение результатов моделирования

Серия расчетов включала определение полей давлений и скоростей в области установки одно- и двухстворчатых протезов аортального клапана при прямом и обратном токе крови. Предполагалось, что на входе клапана с размером канала 16 мм задан ламинарный поток со скоростью $v_s = 0,42$ м/с (рис. 1), что соответствует числу Рейнольдса $Re = 1380$. В качестве варьируемого параметра был взят угол открытия клапана α . Результаты расчета в виде безразмерных (по отношению к значениям для угла открытия 75°) давлений и скоростей даны в таблице 2 для фазы открытия (в числителе) и закрытия клапана (в знаменателе).

Таблица 2

Сопоставление безразмерных скоростей и давлений потока

Угол открытия α , град.	Максимальная скорость течения v_{max}	Давление p	
		min	max
35	8,35 / 8,58	3,00 / 8,37	15,06 / 14,72
40	6,06 / 6,22	1,93 / 5,25	8,88 / 8,68
45	4,39 / 4,51	1,82 / 3,35	5,15 / 5,09
50	3,21 / 3,29	2,16 / 1,82	3,39 / 3,54
55	2,38 / 2,44	1,97 / 1,51	2,34 / 2,48
60	1,85 / 1,90	1,48 / 1,46	1,76 / 1,82
65	1,51 / 1,55	1,23 / 1,46	1,40 / 1,42
70	1,22 / 1,26	1,03 / 1,29	1,16 / 1,16
75	1 / 1,03	1 / 1,07	1 / 1,02
80	0,84 / 0,86	0,95 / 0,91	0,91 / 0,93

Анализ поля скоростей показывает, что режим движения крови в стадии открытия АК в основном ламинарный. В процессе закрытия створок клапана экстремальные значения давления p^{max} , p^{min} и скорости течения v^{max} нелинейно возрастают. Увеличение предельного угла открытия α свыше 75° не приводит к заметному изменению гемодинамических параметров и гемодинамического сопротивления. Это совпадает с приведенной

выше аналитической оценкой (рис. 4) и согласуется с найденным опытным путем и использованным в конструкции аортального ИКС «Планикс» значением, равным 73° (рис. 3).

В частности, на рис. 5 и 6 показаны распределения скоростей и давлений для двух значений угла открытия. Аналогичные распределения в момент, предшествующий закрытию ИКС, для скорости $v_d = 0,42$ приведены на рис. 7.

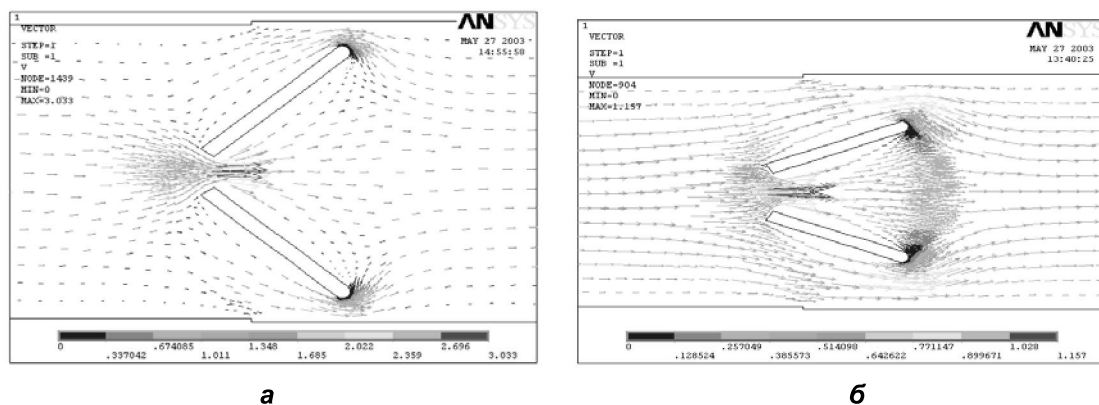


Рис. 5. Поле скоростей при прямом токе крови для угла открытия створок 50° (а) и 70° (б).

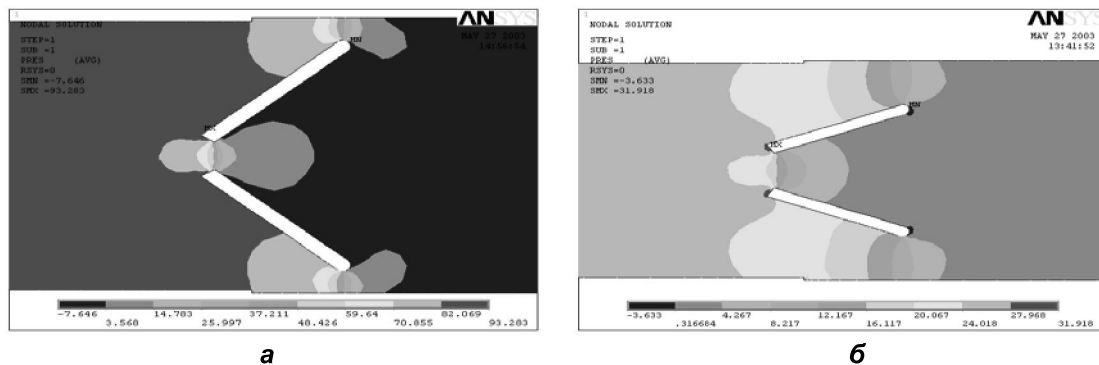


Рис. 6. Поле давлений при прямом токе крови для угла открытия створок 50° (а) и 70° (б).

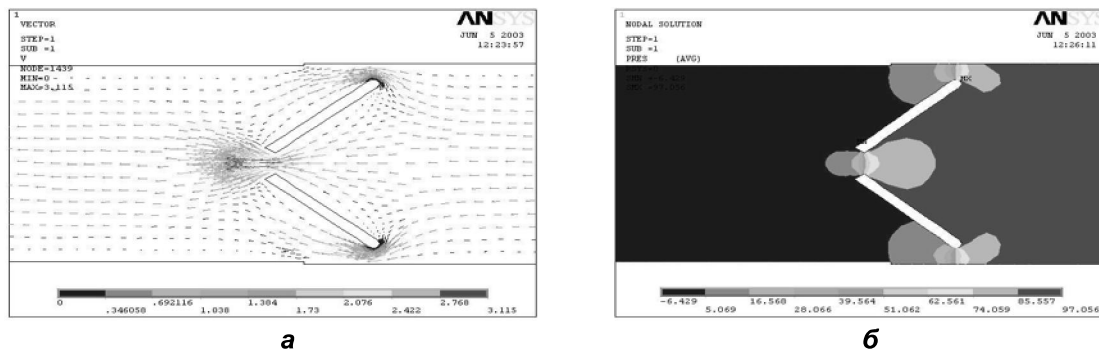


Рис. 7. Поле скоростей (а) и давлений (б) при обратном токе крови для угла открытия створок 50° .

В отличие от моностворчатого ИКС распределение скоростей для двухстворчатой конструкции симметрично относительно оси потока. При большом угле открытия ($\alpha = 60^\circ$) возникает локальная турбулентность. В соответствии с векторной диаграммой скоростей наблюдается возвратное течение и турбулентность в непосредственной близости к створкам (рис. 6).

В соответствии с рис. 5 поле давлений характеризуется неоднородностью. Максимальное разрежение наблюдается на начальной стадии открытия $\alpha = 50^\circ$ в отличие от вихревых течений, возникающих при больших углах открытия. Это согласуется с результатами работы [4], где было изучено влияние модификации края створки на гемодинамику при закрытии и показано, что на атриальной стороне края створки быстро развивается отрицательное давление. Две зоны высоких давлений локализируются вблизи кромок створок со стороны набегающего потока, а отрицательные давления (разрежения) прилегают к задним кромкам створок. Можно заметить значительную разность скоростей в центральной и пристеночных областях течения, что является фактором гемолиза крови вследствие сдвигового разрушения эритроцитов. Другой причиной гемолиза и изнашивания элементов клапана является кавитация, возможная в начальные моменты открытия в зонах максимального давления.

Проведение физического эксперимента и сопоставление результатов

Результаты численного моделирования поля скоростей согласуются с экспериментальными данными, полученными методом частиц [4] и фотохромной визуализации [5]. Кроме того, построенная модель позволяет определить распределение давлений, что достаточно трудно выполнить в эксперименте. Преимуществом использованного подхода является возможность детального описания движения крови с выявлением зон турбулентности и разрежения для различных вариантов конструкции ИКС, включая размер, кривизну и предельный угол открытия створок. Это позволяет на стадии проектирования протеза минимизировать гидравлическое сопротивление, тромбообразование и гемокоагуляцию, сохраняя высокую надежность закрытия клапана.

Компьютерное моделирование позволило предложить конструкцию протеза, обеспечивающую закручивание потока крови, в целях снижения гемолиза, тромбообразования и гидравлического сопротивления в процессе сердечного выброса.

Для проверки работоспособности модернизированной конструкции протеза был проведен физический эксперимент на модели отдела сердца «левый желудочек – аортальный клапан – аорта» с использованием насоса аппарата искусственного кровообращения «СОВЕ» по схеме, показанной на рис. 8.

Рис. 8. Схема физического эксперимента:

1 – аппарат искусственного кровообращения, 2 – ИКС, 3 – УЗИ аппарат

Визуализация процесса течения имитатора крови (рис. 9) показывает сохранение вращательного движения (ротации) естественного кровотока после прохождения оптимизированного ИКС.



Рис. 9. Визуализация течения в зоне установки оптимизированного ИКС.

Заключение

Компьютерное и физическое моделирование гемодинамики ИКС дисковой конструкции позволяет повысить адекватность клапанной функции протеза, включая минимизацию гидравлического сопротивления и гемокоагуляции, при сохранении высокой надежности закрытия клапана.

ЛИТЕРАТУРА

1. Хирургия сердца. // Под ред. Ю.П. Островского, — Минск, 1999.
2. Bluestein D., Li Y.M., Krukenkamp I.B. Free emboli formation in the wake of bi-leaflet mechanical heart valves and the effects of implantation techniques // J. Biomechanics. — 2002. — Vol. 35, — P. 1533—1540.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. ТУ РБ 14539033.004—96.
10. Shilko S.V., Gavrilenko S.L., Khizhenok V.F., Stakan I.N., Salivonchik S.P. A method for defining flow and rheological constants of viscoplastic biomaterials. Part 2 // Russian Journal of Biomechanics. — 2003. — Vol. 7, — № 2. — P. 11—23.
11. Саливончик С.П., Шилько С.В., Хиженок В.Ф., Аничкин В.В. Имплантаты клапана сердца: состояние и перспективы // Матер. бел.-амер. н/п конф. Христианство и медицина. — Гомель, 11—16 апр. 2004 г. / Мин. образ. РБ. Гом. гос. мед. ун-т. — Гомель—Амарелло, 2004. — Т. 3. — С. 102—104.

Поступила 15.11.2004