

ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

А.М. Гуськов, В.О. Ломакин, Е.П. Банин, М.С. Кулешова

Минимизация гемолиза и повышение гидродинамической эффективности насоса крови путем оптимизации формы проточной части

Аннотация

Настоящее исследование посвящено разработке методики расчета и оптимизации проточной части насоса вспомогательного кровообращения. Объект исследования - проточная часть осевого насоса: спрямитель потока, рабочее колесо, диффузор. Рабочая жидкость имеет постоянные плотность и вязкость, близкие к физиологическим параметрам крови здорового человека. Жидкость считается несжимаемой. Поток считается стационарным. Эритроциты в потоке моделируются сферическими частицами, не взаимодействующими друг с другом. Траектории частиц считаются траекториями движения эритроцитов. В каждой точке траектории частицы рассчитывают эквивалентное сдвиговое напряжение. Параметр поврежденности вычисляют в зависимости от текущего уровня эквивалентных сдвиговых напряжений и времени их воздействия. В качестве критерия оптимизации используют критерий максимума коэффициента полезного действия и критерий минимума гемолиза. Проведена оптимизация по двум критериям, и установлены локальные параметры оптимума для предложенной начальной геометрии.

Введение

По данным Всемирной организации здравоохранения основная причина смертности во всем мире – сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ). По приблизительным оценкам, в 2012 году от ССЗ умерло 17,5 млн. человек, что составило 31 % всех случаев смерти в мире. Большая часть заболеваний сердечной недостаточностью приходится на страны с низким и средним уровнями дохода.

Эпидемиологические исследования ЭПОХА-ХСН [1] (8 регионов Российской Федерации, 19500 респондентов) и ЭПОХА-О-ХСН [2] (одномоментное госпитальное исследование в 22 регионах РФ), проведенные в 2004-2005 гг., демонстрируют, что хроническая сердечная недостаточность (ХСН) в разной степени тяжести наблюдается у 7 % (около 7,9 млн. человек) населения страны. Клинически выраженная ХСН достигает 4,5 % (около 5,1 млн. человек). В Национальных рекомендациях по диагностике и лечению ХСН [4] отмечено: в результате 10-летнего наблюдения за популяцией обнаружено, что распространенность ХСН в популяции увеличивается в среднем на 1,2 человека на 1000 человек населения в год.

До последнего времени в качестве основного метода лечения и профилактики ХСН использовался медикаментозный подход. Самым эффективным лечением ХСН считается пересадка донорского сердца, но такая возможность малодоступна: количество пересадок сердца [5] в 2013 г. – 164, в 2014 г. – 162, распространенность терминальной стадии ХСН [4] в РФ (основная целевая группа для пересадки донорского органа, без учета противопоказаний) – 2,1 % случаев (около 2,4 млн. человек).

В качестве альтернативного средства борьбы с СН в целом могут выступать различные виды систем механической поддержки кровообращения (СМПК). Одним из перспективных видов СМПК считаются полностью имплантируемые осевые насосы вспомогательного кровообращения (НВК). С момента получения первого сертификата FDA СМПК «HeartMate II» («Thoratec Corp.», США) в 2008 году процесс внедрения подобных систем значительно ускорился. По оценкам [6], с 2007 года количество установленных систем «HeartMate II» с каждым годом увеличивалось в среднем на 23 %. В 2012 г. количество имплантаций по всему миру достигло 5450. В России НВК в клинической практике используются редко. Из успешных отечественных разработок можно отметить осевой НВК АВК-Н «Спутник» (в период с 2012 по 2015 годы проведено 15 имплантаций [7]).

Настоящее исследование является продолжением работ [8], [9] по разработке методики проектирования НВК с учетом критерия минимума гемолиза. Цель работы – показать необходимость комплексного подхода к проектированию и оптимизации проточной части НВК. Помимо критерия оптимизации насоса по гидравлическому коэффициенту полезного действия (обычного для проектировочной практики), в работе учитывается ограничение на гемолиз в потоке. Пороговое значение для гемолиза взято по результатам работы [10] с учетом большего расхода оригинального насоса из диапазона 0,0009...0,0035:

$$\eta > \max; HI < \varepsilon_{HI} (\varepsilon_{HI} = 0,002),$$

где η – гидравлический КПД насоса; HI – интегральный показатель гемолиза.

Геометрическая модель

В работе рассматривается геометрия стационарного конического входного аппарата с восемью лопатками (ВА), вращающегося цилиндрического рабочего колеса с тремя лопатками (РК) и стационарного конического диффузора с четырьмя лопатками (Д). Диаметр проточной части 15 мм. Зазор между лопатками РК и корпусом 0,1 мм. Конический участок ВА имеет входной диаметр 4,2 мм, выходной – 12 мм. Конический участок диффузора имеет входной диаметр 12 мм, выходной – 4,2 мм.

Метод расчета потока и граничные условия

Непосредственное моделирование гемодинамики происходит в программном пакете STAR CCM+ методом конечных объемов. В НВК поток крови, проходящий далеко от стенок, является турбулентным, а в пристеночном слое – ламинарным; в качестве модели турбулентности выбрана гибридная модель *Shear Stress Transform Method* (SST $k - \omega$ [11]). Кровь задается постоянными параметрами вязкости и плотности. Динамическая вязкость крови $\mu = 0,0035$ кг/м·с, что соответствует гематокриту на уровне 33 % (основной класс вероятных кандидатов на установку НВК). Плотность крови $\rho = 1050$ кг/м³.

Количество узлов расчетной сетки 10^6 . Задача гемодинамики решается в стационарной постановке с постоянными граничными условиями. Для стационарных стенок проточной части используется условие «без скольжения». В качестве граничного условия на входе задается массовый расход 5 л/мин, что соответствует нормальной производительности сердца. Условие на выходе из выходного аппарата – нулевое статическое давление. Скорость вращения РК 10 000 об/мин. Для улучшения сходимости для наиболее перспективных конфигураций дополнительно проведено решение задачи в нестационарной постановке.

Модель гемолиза

Разрушение (повреждение) тромбоцитов связывают главным образом с уровнем касательных напряжений в потоке кро-

ви. Эквивалентные сдвиговые напряжения τ или интенсивность касательных напряжений определяются как [9], [12]

$$\tau = \left[\frac{1}{3} (\sigma_{ii}^2 + \sigma_{jj}^2 + \sigma_{kk}^2) - \frac{1}{3} (\sigma_{ii}\sigma_{jj} + \sigma_{jj}\sigma_{kk} + \sigma_{kk}\sigma_{ii}) + (\tau_{ij}^2 + \tau_{jk}^2 + \tau_{ki}^2) \right]^{0,5},$$

где σ_{ii} – диагональные элементы тензора напряжений (нормальные напряжения); τ_{ij} – внедиагональные элементы тензора напряжений (касательные напряжения).

В качестве эмпирической зависимости между поврежденностью частицы в потоке в интервале времени Δt_i , эквивалентным сдвиговым напряжениям, и временем воздействия взято соотношение из [13]

$$d_{p,i} = 3,62 \cdot 10^{-7} \cdot \tau_i^{2,416} \cdot \Delta t_i^{0,785}, \quad (1)$$

где τ_i – эквивалентное сдвиговое напряжение, действующее на частицу в потоке, на временном интервале Δt_i .

Накопление повреждения частицей с номером p вычисляется из предположения, что на входе частицы крови не имеют повреждений. Параметр $D_{p,i}$ характеризует количество повреждений, накопленных клеткой за один проход через проточную часть насоса, и изменяется от 0 до 100 %:

$$D_{p,i} = D_{p,i-1} + (1 - D_{p,i-1}) \cdot d_{p,i}, \quad (2)$$

где $D_{p,i-1}$ и $D_{p,i}$ характеризуют степень поврежденности клетки крови с номером p на предыдущем и текущем временном шаге соответственно.

Интегральный показатель, характеризующий гемолиз во всем насосе (индекс гемолиза), усредняется по всем контрольным частицам ($N = 460$):

$$HI = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N D_p. \quad (3)$$

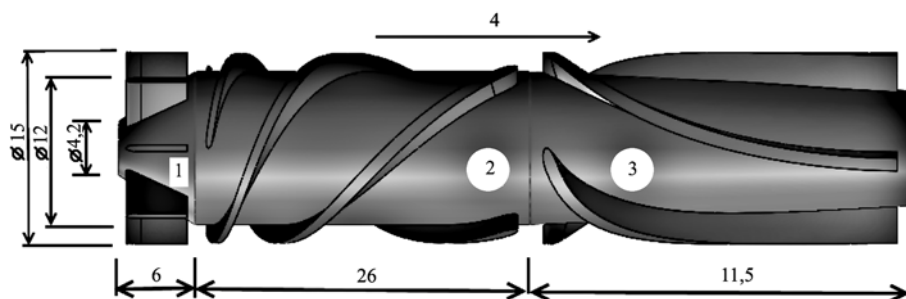


Рис. 1. Геометрическая модель проточной части: 1 – ВА; 2 – РК; 3 – Д; 4 – направление потока

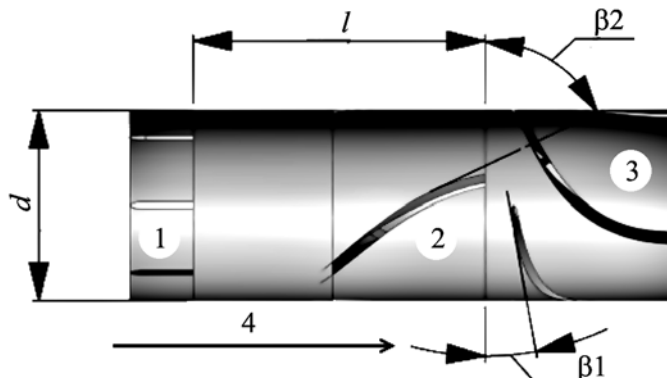


Рис. 2. Параметры оптимизации: 1 – ВА; 2 – РК; 3 – Д; 4 – направление потока

Отметим, что в алгоритме не учитывается цикличность процесса (в реальности частица проходит через насос тысячи раз, пока не будет удалена селезенкой как поврежденная) для одной и той же частицы.

Индекс гемолиза, рассчитанный по формулам (1)-(3), является осредненным показателем и удобен для сравнения НВК различных конструкций друг с другом, но оценка реального гемолиза по нему невозможна в связи с неучтенными особенностями кровообращения (цикличность процесса, влияние на клетки крови градиента напряжений и др.).

Параметры оптимизации

В качестве управляемых параметров при проектировании насоса выберем следующие (рис. 2): угол лопасти на выходе из РК – β_2 , длина РК – l , диаметр втулки РК – d , угол лопасти на входе в Д – β_1 .

Алгоритм оптимизации

В качестве оптимизационного алгоритма взят стохастический метод ЛП-тау последовательностей [14]. Выбранный метод позволяет отыскать глобальный минимум при меньших (по сравнению с градиентными методами) затратах компьютерного времени. Метод основан на равномерном разбиении пространства параметров (в данном случае четырехмерном – $\{d, l, \beta_1, \beta_2\}$). Равномерность достигается за счет использования псевдослучайных последовательностей. Подробно алгоритм разбиения и таблица числителей направляющих чисел представлены в работе [15].

В качестве критериев оптимизации использованы критерии максимизации гидравлического коэффициента полезного действия (КПД) и минимизации индекса гемолиза. Расчет КПД ведется по формуле

$$\eta = \frac{Q(p_2 - p_1)}{\omega M},$$

где Q – объемный расход, м³/с; p_2 – полное давление на выходе, Па; p_1 – полное давление на входе в проточную часть, Па; M – крутящий момент, Н·м; ω – угловая скорость вращения рабочего колеса насоса, рад/с. Произведение в знаменателе представляет собой потребляемую насосом ИЖС мощность

$$P = \omega \cdot M.$$

Результаты математического моделирования

Математическое моделирование разбито на три этапа. На первом этапе проведен расчет течения в НВК с начальной геометрией. При первом расчете выявлены развитые вихревые структуры. КПД проточной части составил 12,3 %. По результатам первого расчета параметры геометрии изменялись с целью уменьшения вихревых структур на входе в насос (без использования алгоритма оптимизации) и повышения КПД. Существенного увеличения КПД удалось добиться за счет увеличения угла охвата лопатки РК.

Данные первого этапа расчета (геометрия, соответствующая максимальному КПД) использованы для оптимизации протока на втором этапе. С учетом доступного машинного времени для алгоритма ЛП-тау выбраны 32 расчетные конфигурации. Геометрические параметры для каждой расчетной конфигурации определяются с использованием генератора псевдослучайных последовательностей (алгоритм приведен в работе [16]). Опираясь на опыт предыдущих расчетов, взяты следующие диапазоны варьирования параметров: β_2 – от 20 до 90°; β_1 – от 4,5 до 18,5°; l – от 20 до 40 мм; d – от 6 до 12 мм. На втором этапе в качестве выходных параметров использовались КПД и HI (табл. 1).

На основе полученных данных построены зависимости критериев оптимизации от выбранных параметров (рис. 3). В качестве лучшего кандидата для дальнейшей оптимизации параметров принята расчетная конфигурация № 4 с наименьшим

показателем максимальной поврежденности (D_p) и несколько меньшим, чем у варианта № 7, КПД.

На третьем этапе моделирования проведена уточняющая оптимизация по 32 расчетным конфигурациям, при этом диапазон варьирования был уточнен: β_2 – от 18 до 48°; β_1 – от 10 до 28°; l – от 20 до 40 мм; d – от 6 до 12 мм. Результаты уточняющей оптимизации по некоторым расчетным конфигурациям сведены в табл. 2.

Таблица 1

Результаты первого этапа расчета

№ п/п	β_2	β_1	l , мм	d , мм	КПД, %	max D_p	HI
0	33,1	13,2	26,0	12,0	12,3	–	–
1	28,8	14,9	32,5	8,3	17,1	0,017	0,002
2	46,3	10,8	27,5	9,8	22,5	0,023	0,0036
3	81,3	11,3	37,5	6,8	13,2	0,098	0,0012
4	33,1	14,9	26,3	12,0	25,4	0,011	0,002
5	76,9	9,6	33,8	11,0	23,9	0,030	0,0038
6	30,9	17,1	23,1	9,2	20,9	0,010	0,0019
7	63,8	13,3	22,5	11,0	26,2	0,017	0,002
8	59,4	11,5	28,8	6,4	16,1	0,043	0,0078

Таблица 2

Результаты уточняющей оптимизации

№ п/п	β_2	β_1	l , мм	d , мм	КПД, %	max D_p	HI
1	40,5	14,6	25	7,5	23,0	0,022	0,0019
2	31,1	16,8	31,3	7,1	24,1	0,022	0,0018
3	27,4	17,3	23,8	7,9	24,2	0,021	0,0017
4	42,4	11,5	33,8	11,0	25,3	0,03	0,0017
5	18,9	23,9	30,6	11,0	26,7	0,022	0,0017
6	41,9	14,0	20,3	12,0	25,9	0,026	0,0015

Обсуждение и заключение

В работе рассмотрен алгоритм оптимизации проточной части осевого НВК оригинальной конструкции. В ходе исследования наиболее подходящими выбраны конфигурации НВК № 5 и 6 (табл. 2). По результатам расчетов можно заключить, что расчетные конфигурации с высоким КПД не всегда могут быть эффективными с точки зрения показателя гемолиза и нельзя в полной мере утверждать, что максимальный КПД соответствует наименьшему гемолизу. Несмотря на то что количество расчетных конфигураций в работе невелико ($N = 31$), обратим внимание, что при проектировании НВК (для которых важно состояние рабочей жидкости) наиболее существенным является минимальный показатель гемолиза, а не максимальный показатель КПД (хотя последний является существенным при проектировании энергосистемы насоса). Отметим также, что для оптимизации геометрии проточной части НВК необходимо первое приближение, от которого зависит конечное значение оптимума целевой функции, т. е. остается вероятность того, что выбор других параметров приведет к созданию более удачной модели.

Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (РФФИ, грант № 15-29-01085 офи_м).

Список литературы:

1. Фомин И.В. и др. Распространенность хронической сердечной недостаточности в европейской части Российской Федерации – данные ЭПОХА-ХСН // Сердечная недостаточность. 2006. Т. 7. № 3. С. 112-115.

2. Агеев Ф.Т. и др. Больные с хронической сердечной недостаточностью в российской амбулаторной практике: особенности контингента, диагностики и лечения (по материалам исследования ЭПОХА-О-ХСН) // Сердечная недостаточность. 2004. Т. 5. № 1. С. 4-7.
3. Терещенко С.Н. и др. Первый Российский регистр больных хронической сердечной недостаточностью и фибрилляцией предсердий (риф-хсн): дизайн исследования // Рациональная фармакотерапия в кардиологии. 2015. Т. 11. № 6.
4. Мареков В.Ю. и др. Национальные рекомендации ОССН, РКО и РНМОТ по диагностике и лечению ХСН (четвертый пересмотр) // Сердечная недостаточность. 2013. Т. 7. № 81. С. 379-472.
5. Готье С.В. и др. Донорство и трансплантация органов в Российской Федерации в 2013 году. VI сообщение регистра Российского трансплантологического общества // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2014. Т. 2. С. 5-23.
6. Kyo S. Ventricular assist devices in advanced-stage heart failure. – Springer Japan, 2014.
7. Selishchev S., Telyshev D. Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2015. Vol. 29. № 3.
8. Gouskov A.M., Sorokin F.D., Banin E.P. Simulation of an inlet structure of an implantable axial blood pump // Biomedical Engineering. 2016. Vol. 50. № 1. PP. 15-19.
9. Гуськов А.М. и др. Оценка гемолиза в осевом насосе вспомогательного кровообращения // Медицинская техника. 2016. № 4. С. 12-15.
10. Throckmorton A.L. et al. Computational design and experimental performance testing of an axial-flow pediatric VAD // ASAIO Journal. 2005. Vol. 51. № 5. PP. 629-635.
11. Versteeg H.K., Malalasekera W. An Introduction to CFD. 1995.
12. Su B. et al. Evaluation of the impeller shroud performance of an axial flow VAD using CFD // Artificial organs. 2010. Vol. 34. № 9. PP. 745-759.
13. Peng Y. et al. Numerical simulation and comparative analysis of flow field in axial blood pumps // Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. 2014. Vol. 17. № 7. PP. 723-727.
14. Чабурко П.С., Ломакин В.О., Кулешова М.С., Баулин М.Н. Комплексная оптимизация проточной части герметичного насоса методом ЛП-тау поиска // Насосы. Турбины. Системы. 2016. № 1 (18).
15. Соболев И.М., Статников Р.Б. Выбор оптимальных параметров в задачах со многими критериями. – М.: Дрофа, 2006. 175 с.

Александр Михайлович Гуськов,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Прикладная механика»,
Владимир Олегович Ломакин,
канд. техн. наук, доцент,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Евгений Петрович Банин,
аспирант,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
инженер-исследователь,
НИЦ «Курчатовский институт»,
Мария Сергеевна Кулешова,
ассистент,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
г. Москва,
e-mail: gouskov_am@mail.ru

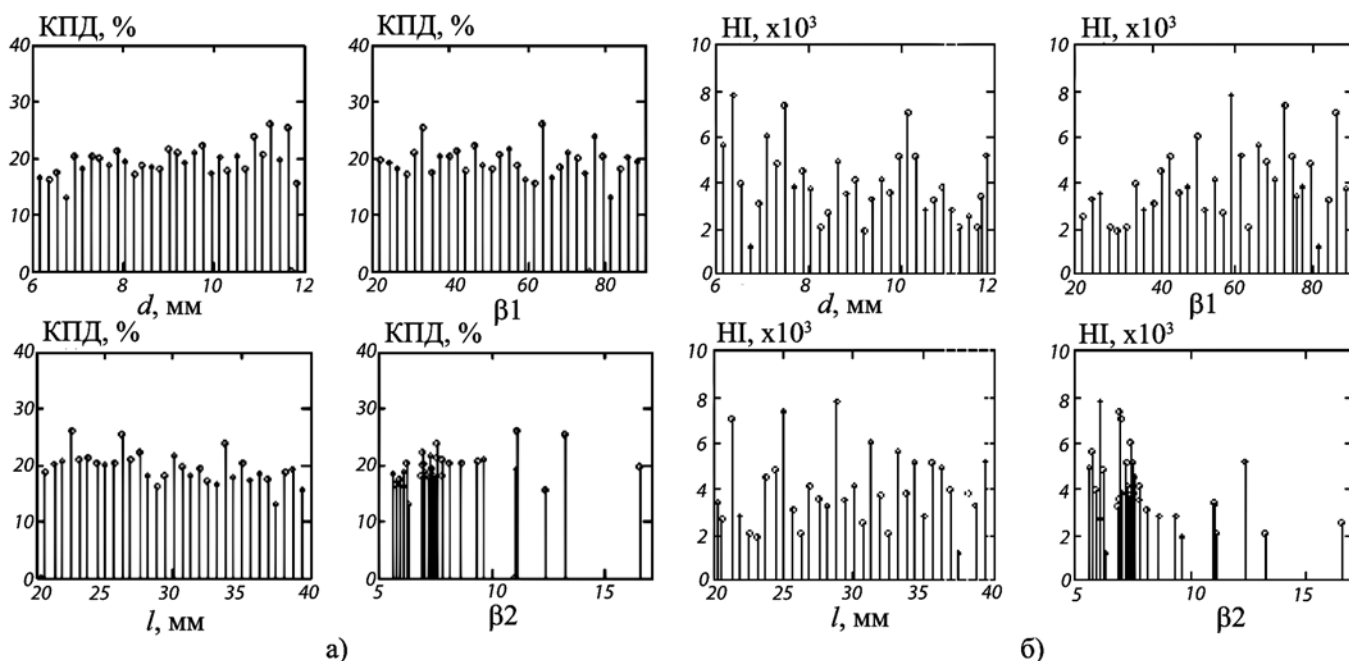


Рис. 3. Влияние параметров оптимизации на КПД (а) и НН (б)