

Моделирование входной конструкции имплантируемого осевого насоса крови

Аннотация

Проведено математическое моделирование поведения потока крови во входном аппарате (ВА) осевого насоса для поддержки желудочка сердца. ВА состоит из изогнутой канюли (КН) и неподвижного спрямителя (СП) потока с четырьмя или тремя лопатками. Основные управляющие параметры: длина входного участка КН, длина выходного участка КН, внутренний диаметр, угол изгиба КН, радиус колена. Скорость потока у стенки считается нулевой. Поток крови считается стационарным, переходные процессы не рассматриваются. Кровь считается несжимаемой вязкой однофазной ньютоновской жидкостью. Исследование направлено на идентификацию неравномерности набегания потока на лопатки ротора и выявление зон стагнации (ЗС). По результатам расчетов с различными геометрическими параметрами в модель ВА устанавливается рассекатель (РС) для устранения выявленных эффектов. Изменяемые параметры РС: радиус кривизны, длина прямолинейного участка.

Введение

По данным Всемирной организации здравоохранения основной причиной смертности населения являются заболевания сердечно-сосудистой системы. Большая часть (около 75%) случаев смерти приходится на развивающиеся страны. Согласно международным регистрам (например ADHER, ENFS-I, OPTIMIZ-HF) и результатам эпидемиологических исследований, в мире наблюдается рост числа больных с сердечной недостаточностью. По данным [1] в США за последние 23 года количество трансплантаций сердца было на уровне 2000...2400 пересадок в год, при этом время ожидания донорского органа, как правило, превышает 800 дней. В России количество пересадок сердца превысило 100 только в 2013 году при потребности в 1100 операций по пересадке в год [2], [3]. Исходя из этих данных, можно предположить, что перекрыть потребность в донорских сердцах невозможно даже в отдаленной перспективе.

Одним из вариантов решения проблемы недостатка донорских органов может служить разработка систем механической поддержки кровообращения (МПК), а именно насосов вспомогательного кровообращения роторного типа для поддержки желудочка сердца (НВК). В настоящее время можно с уверенностью говорить о перспективах данного подхода. В качестве примера приведем статистику по НВК «HeartMate 2» («Thoratec Corp.», США). В 2007 году по всему миру было установлено 1900 НВК «HeartMate 2», в 2012 году – 5450 [1]. Выживаемость пациентов в период до 18 месяцев составила $(72 \pm 3) \%$. Из отечественных разработок в сегменте НВК роторного типа следует отметить перспективную разработку аппарата АВК-Н «Спутник» (в настоящий момент проведено 15 имплантаций [4]). Тем не менее современные конструкции НВК не лишены недостатков. Основные осложнения после установки НВК: инфицирование, кровотечения, неврологические осложнения, аритмия и др. Из негативных факторов, непосредственно связанных с конструкцией насоса, можно вы-

делить высокий индекс гемолиза и тромбогенность [5]. Высокий индекс гемолиза в конструкции связан с длительным пребыванием эритроцитов в области высоких сдвиговых напряжений [6], [7]. Основными факторами формирования тромбов являются зоны стагнации (ЗС) и длительное воздействие на тромбоциты высоких сдвиговых напряжений [8], [9].

Цель рассматриваемой работы – проанализировать течение крови в области ВА НВК осевого типа и предложить вариант устранения негативных эффектов, возникающих в точечной части.

Геометрическая модель

Осевой НВК состоит из нескольких частей: ВА, ротор, выходной аппарат. Нами рассматривается область ВА (рис. 1а). Область ВА состоит из СП, предназначенного для уменьшения окружной составляющей скорости потока на входе в область ротора, и изогнутой КН. Изогнутая КН используется в операциях обхода желудочка, когда необходимо вывести кровь из сердца в обход аортального клапана непосредственно в восходящий отдел аорты. СП представляет собой втулку с обтекаемыми лопатками. Количество лопаток – 3 или 4. В качестве модификации в область КН встроены РС потока (рис. 1б). РС потока имеет криволинейную (постоянный радиус кривизны) и прямолинейную части (рис. 1в). Построение геометрической модели производится в среде *Ansys WorkBench* («ANSYS Inc.», США). Варьируемые параметры (рис. 1а, в): длина входного участка КН (L_{inlet}), длина выходного участка КН (L_{outlet}), радиус кривизны колена ($R1$), угол колена (φ), внутренний диаметр проточной части (D), радиус кривизны РС ($R2$), длина прямолинейного участка (L_2). Внутренний диаметр проточной части по всей длине ВА не меняется. Толщина РС – 1 мм.

Первоначальные настройки модели: длина входного участка КН – 30 мм, длина выходного участка КН – 30 мм, радиус кривизны колена – 15 мм, внутренний диаметр проточной части – 16 мм, угол колена – 70° . Начальные параметры выбирались близкими к параметрам НВК «HeartMate 2» [10].

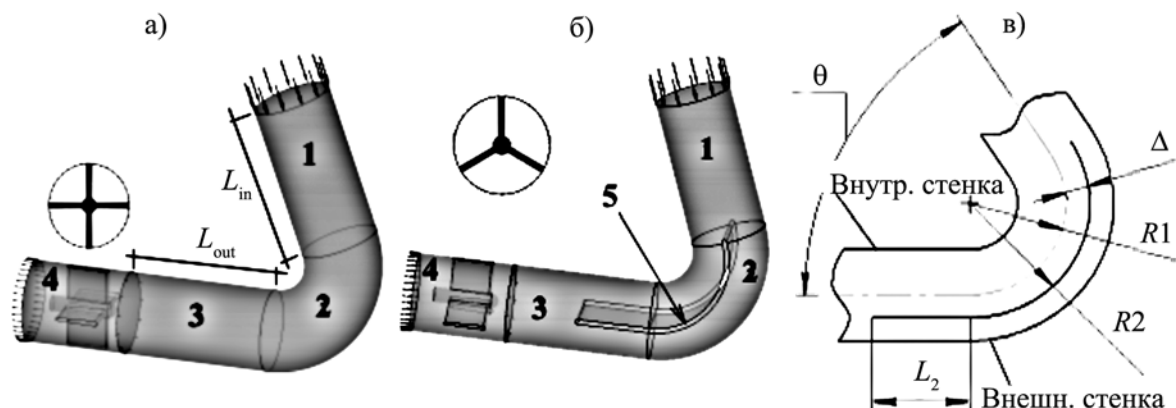


Рис. 1. Геометрия проточной части ВА НВК с четырьмя лопатками (а) и тремя лопатками и РС (б): 1 – входной участок КН; 2 – колено; 3 – выходной участок КН; 4 – СП; 5 – РС; варьируемые параметры КН и РС (а, в)

Сетка

Дискретизация областей 1-3 (рис. 1а) проточной части проводится с использованием метода *MultiZone* (гексаэдрические элементы) для уменьшения объема конечной сеточной модели. Области с большим количеством криволинейных поверхностей разбиваются методом *Patch Conforming Method* (тетраэдрические элементы). Все пристеночные поверхности разбиваются методом *Inflation* (формирование пристеночного ламинарного слоя). Объединение областей с разными сетками происходит через интерфейс «fluid-fluid» с опцией *conservation interface flux*. Во всех расчетах количество пристеночных слоев – 15, коэффициент роста от стенки – 1,15, толщина пристеночного слоя – 0,4 мм. Максимальное количество элементов – около 1 240 тыс., количество узлов – около 455 тыс.

Изменение выходных параметров (скорость, перепад давления) менее 5 % гарантировалось уровнем невязки 10^{-5} .

Моделирование

Течение крови считается стационарным. Поток крови считается турбулентным ($Re = 3,5 \cdot 10^4 \dots 5,0 \cdot 10^4$), а в пристеночном слое – ламинарным. В качестве модели турбулентности выбрана гибридная модель *Shear Stress Transform Method* (Menter, SST $k - \omega$ [11]). Модель SST $k - \omega$ объединяет в себе преимущества стандартных моделей $k - \omega$ и $k - \epsilon$ [12]-[14]. Кровь считается ньютоновской жидкостью с постоянными параметрами вязкости и плотности. Динамическая вязкость крови $\mu = 0,0035$ кг/(м·с). Плотность крови $\rho = 1050$ кг/м³.

Граничные условия

Скорость потока у неподвижных стенок канала равна нулю (*no-slip wall*). Для всех расчетов граничные условия на входе – объемный расход 5 л/мин, на выходе – нулевое статическое давление.

Результаты

Конфигурация без РС

Результаты моделирования для начальной геометрии ВА с тремя и четырьмя лопатками представлены на рис. 2. Изменяемые параметры приведены в табл. 1.

В области 3 (рис. 2, сечение 2) формируется ЗС (скорости потока близки к нулевым или существенно меньше скорости основного потока). При клинических испытаниях в этой зоне произойдет оседание форменных элементов крови, что приведет к образованию тромба. В гидравлике хорошо известен эффект образования ЗС за изгибом трубки, но он не является определяющим при проектировании. В случае осевых насосов НВК образование ЗС – критический фактор [15], который напрямую влияет на выживаемость пациента.

При движении жидкости по проточной части ВА НВК частицы с большими скоростям прижимаются к внешней стенке. Таким образом, на выходе из области 4 (рис. 2) появляется существенная несимметричность распределения скоростей по сечению трубки. В нижней части сечения 1 преобладают частицы, движущиеся с высокими скоростями, а в верхней части – с меньшими. Для некоторых расчетов отношение наибольшей скорости в нижней части сечения 1 к наибольшей скорости в верхней части достигает 2. *VR* рассчитывается как отношение максимальной скорости в нижней части сечения 1 (рис. 2) к максимальной скорости в верхней части сечения. В расчетах сечение 1 делится на нижний и верхний секторы по 180°.

Конфигурация с РС

Для устранения несимметричности потока на входе в ротор в область КН введен РС потока с прямолинейным и криволинейным участками (рис. 1б). РС поджимает поток к внутренней стенке КН и обеспечивает симметричное набегание на лопатки ротора. Расчеты проводились для начальной геометрии, приближенной к геометрии НВК «HeartMate 2». По ре-

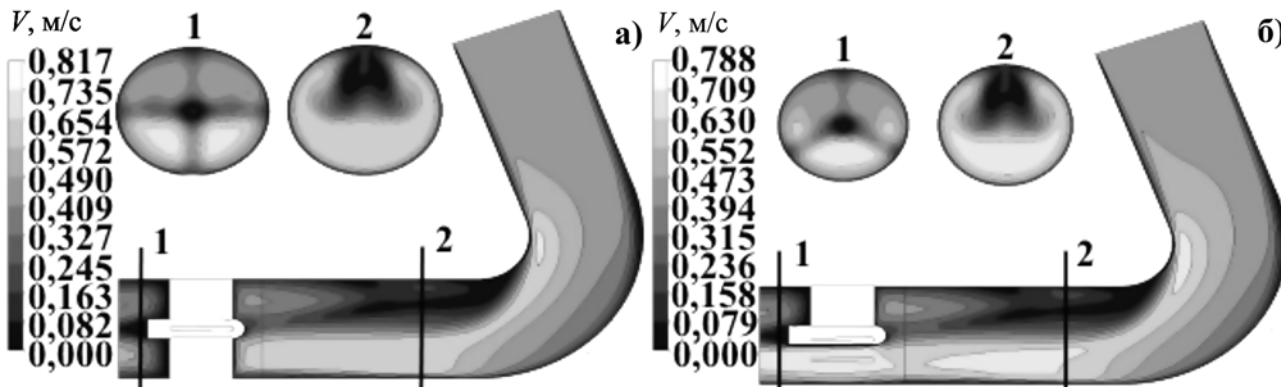


Рис. 2. Распределение скоростей в проточной части для случая 4- (а) и 3-лопаточного (б) ВА в плоскости, проходящей через осевую линию, и в плоскостях, перпендикулярных осевой линии

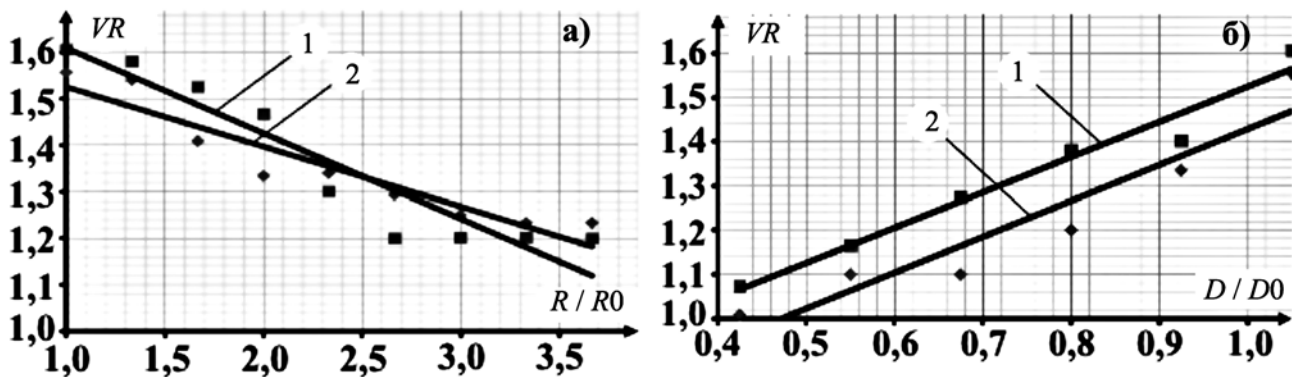


Рис. 3. Зависимость *VR* от безразмерного радиуса колена (а) и от безразмерного диаметра КН (б): 1 – 4-лопаточный СП; 2 – 3-лопаточный СП; R_0 – 30 мм; D_0 – 16 мм

зультатам математического моделирования установлено наилучшее ($\Delta = -0,5$ мм) расположение РС в области 2 (рис. 1б), при котором на выходе из ВА поле скоростей становится симметричным. Введение РС потока только в область 2 (рис. 1б) выравнивает поле скоростей, но лишь частично устраняет ЗС (рис. 4а, б). Для полного устранения ЗС в область 3 (рис. 1б) вводится прямолинейный участок. Длина участка L_2 варьируется от 1 до 15 мм. В результате расчетов установлено, что при размере прямолинейного участка более 10 мм ЗС устраняется (рис. 4в, г).

Обсуждение и заключение

Рассмотрена распространенная среди осевых насосов конфигурация ВА с тремя и четырьмя лопатками. Для начальной геометрии выявлено несколько особенностей поведения потока, которые необходимо учитывать при проектировании проточной части осевого НВК. Во-первых, необходимо отметить формирование ЗС в области 3 (рис. 1б), во-вторых, имеется существенная разница между скоростями потока, набегавшего на лопатки ротора, для ВА с тремя и четырьмя лопатками. Возможность формирования ЗС отмечена в работе [16], но подробный анализ области ВА для осевого НВК не проводился.

При изменении геометрии в широких пределах не удается устранить ЗС, за исключением случая уменьшения внутреннего диаметра проточной части до 6 мм (при сохранении всех остальных начальных параметров). В этом случае нужно существенно увеличить скорость вращения ротора при сохранении нормального расхода в 5 л/мин. При изменении угла колена в широком диапазоне ЗС может быть уменьшена, но не устранена. При изменении радиуса колена ЗС устраняется, но при этом существенно увеличиваются габаритные размеры всей конструкции ВА, что недопустимо из-за высоких требований к миниатюризации устройства.

Распространенным подходом к проектированию НВК считается моделирование потоков в прямой трубке [17]-[19], при этом поле скоростей на входе в проточную часть является симметричным. В результате моделирования конфигурации с изогнутым коленом установлено, что распределение скоростей на выходе из ВА будет несимметричным, со смещением максимума скорости к внешней стенке ВА. Данное явление будет наблюдаться во всех осевых НВК для операции обхода желудочка из-за наличия изогнутого участка КН. При проектировании геометрии ротора влияние неравномерности набегания потока необходимо учитывать, в противном случае результи-

Таблица 1

Влияние изменения геометрических параметров на ЗС и VR

Изменяемый параметр	Диапазон изменения	VR4* VR3**	ЗС
Радиус колена R1, мм	15...55, шаг 5 мм	1,61...1,20 1,56...1,23	ЗС уменьшается с увеличением радиуса
Угол колена, °	15...90, шаг 5°	1,61...1,60 1,59...1,57	ЗС уменьшается с уменьшением угла колена
Диаметр КН, мм	16...6, шаг 2 мм	1,61...1,01 1,56...1,07	ЗС уменьшается с уменьшением диаметра КН
Длина входного участка КН, мм	30...70, шаг 5 мм	1,61...1,57 1,59...1,55	ЗС существенно не изменяется
Длина выходного участка КН, мм	5...100, шаг 5 мм	1,90...1,05 1,87...1,01	ЗС существенно не изменяется

*VR4 – для 4-лопаточного СП; **VR3 – для 3-лопаточного СП.

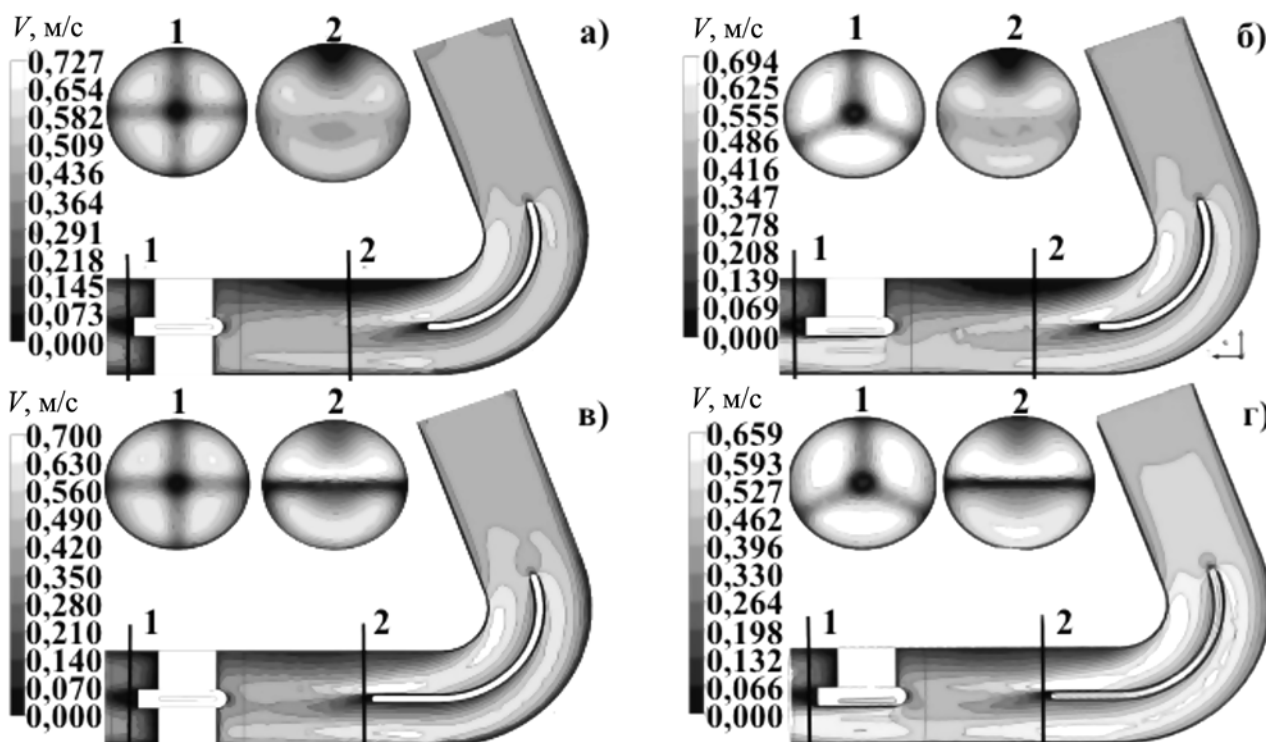


Рис. 4. Распределение скоростей в проточной части с РС для случая 4- (а, в) или 3-лопаточного (б, г) ВА в плоскости, проходящей через осевую линию, и в плоскостях, перпендикулярных осевой линии

рующее КПД насоса будет завышенным. Существенное уменьшение диаметра проточной части или увеличение длины выходного участка КН позволяет устранить этот эффект. Последнее приводит к значительному увеличению габаритов насоса.

В работе предложена модификация ВА с РС потока, расположенным в областях 2 и 3 (рис. 1б). Криволинейный и прямолинейный участки поджимают поток к внутренней стенке и тем самым уменьшают ЗС и нормализуют поток на выходе из ВА. В результате математического моделирования установлено приемлемое расположение РС вдоль осевой линии либо с малым смещением от осевой линии к внутренней стенке. Изменение длины прямолинейного участка позволяет корректировать величину ЗС. Установлено, что для начальной конфигурации при длине прямолинейного участка $L_2 \geq 10$ мм ЗС полностью устраняется. Введение в конструкцию проточной части насоса РС позволит устранить ЗС и обеспечить более равномерный по сечению поток на выходе из ВА при неизменности размеров исходной проточной части.

Благодарности

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

Список литературы:

1. *Kyo S.* VAD in advanced-stage heart failure. – Springer Japan, 2014.
2. *Хомяков А.М.* Оценка потребности населения в трансплантации органов, донорского ресурса и планирование эффективной сети медицинских организаций (центров трансплантации) // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2014. Т. 15. № 3. С. 11-24.
3. *Готье С.В. и др.* Донорство и трансплантация органов в Российской Федерации в 2013 году // Вестник трансплантологии и искусственных органов. 2014. Т. 16. № 2.
4. *Selishchev S., Telyshev D.* Ventricular assist device Sputnik: Description, technical features and characteristics // Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2015. Vol. 29. № 3.
5. *Богданова Ю.В.* Особенности проектирования устройства НВК: обзор работ / Ю.В. Богданов, А.М. Гуськов // Наука и образование. 2014. № 3. С. 170-187.
6. *Yen J.H. et al.* The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis // Journal of Artificial Organs. 2014. Vol. 17. № 2. PP. 178-185.
7. *Sakota D. et al.* Mechanical damage of red blood cells by rotary blood pumps: Selective destruction of aged red blood cells and subhemolytic trauma // Artificial Organs. 2008. Vol. 32. № 10. PP. 785-791.
8. *Chiu W. et al.* Thromboresistance comparison of the HeartMate II VAD with the device thrombogenicity emulation-optimized HeartAssist 5 VAD // Journal of Biomechanical Engineering. 2014. Vol. 136. № 2. PP. 1-9.
9. *Michalis X. et al.* Device Thrombogenicity Emulator (DTE) – Design Optimization Methodology for Cardiovascular Devices // Journal of biomechanics. 2010. Vol. 43. № 12. PP. 2400-2409.
10. *John R.* Current axial-flow devices – the HeartMate II and Jarvik 2000 left ventricular assist devices // Seminars in thoracic and cardiovascular surgery. WB Saunders, 2008. Vol. 20. № 3. PP. 264-272.
11. *Verteeg H.K., Malalasekera W.* An Introduction to CFD. 1995.
12. *Wu J. et al.* CFD-based design optimization for an implantable miniature Maglev pediatric VAD // Journal of fluids engineering. 2012. Vol. 134. № 4. PP. 41-101.
13. *Su B. et al.* Validation of an Axial Flow Blood Pump: CFD Results Using Particle Image Velocimetry // Artificial Organs. 2012. Vol. 36. № 4. PP. 359-367.
14. *Fraser K.H. et al.* The use of CFD in the development of ventricular assist devices // Medical engineering & physics. 2011. Vol. 33. № 3. PP. 263-280.
15. *Морозов В.В.* Синтез искусственных желудочков сердца с заданными гемодинамическими характеристиками. Монография / В.В. Морозов [и др.]. Под общ. ред. проф. В.В. Морозова. – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та, 2007. 180 с.
16. *Song X. et al.* Inlet and outlet devices for rotary blood pumps // Artificial Organs. 2004. Vol. 28. № 10. PP. 911-915.
17. *Zhang Y. et al.* Design optimization of an axial blood pump with CFD // ASAIO Journal. 2008. Vol. 54. № 2. PP. 150-155.
18. *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.
19. *Zhang L. et al.* Numerical Simulation Investigation on Flow Field of Axial Blood Pump // Advances in Computer Science and Engineering. – Springer Berlin Heidelberg, 2012. PP. 223-229.

*Александр Михайлович Гуськов,
д-р техн. наук, профессор,
Федор Дмитриевич Сорокин,
д-р техн. наук, доцент,
кафедра «Прикладная механика»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Евгений Петрович Банин,
аспирант,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
инженер-исследователь,
НИЦ «Курчатовский институт»,
г. Москва,
e-mail: gouskov_am@mail.ru*

И.Н. Селянко, Э.В. Медведева

Датчик стока в аппаратах для аутоотрансфузии крови

Аннотация

В статье описывается оригинальный многоканальный датчик стока в аппарате для аутоотрансфузии «ТРАНСФЭЛ». Датчик стока в аппарате «ТРАНСФЭЛ» основан на цифровой обработке нескольких каналов CRGB. Показаны положение датчика в аппарате «ТРАНСФЭЛ», принцип его работы и его устройство. Результаты экспериментов доказывают преимущество применения этого датчика по сравнению с его аналогами, так как он точнее определяет состав жидкости, идущей в линию отходов.

Введение

Процедура автоматической очистки собственной крови пациента, собранной во время операции, при помощи специально предназначенных аппаратов, в настоящее время широко применяется в медицине [1]-[3]. В связи с этим усовершенствование или добавление датчиков, оптимизирующих рабо-

ту таких аппаратов, является весьма актуальной задачей. Оптимизация работы обычно состоит в получении высокого качества возвращаемой крови за минимально возможное время ее обработки. Так, например, в работе [4] был описан датчик уровня крови, разработанный компанией ЗАО «НТЦ ЭЛИНС», применяемый в аппарате для аутоотрансфузии «ТРАНСФЭЛ».