

- нального технічного університету «ХПІ». Сер.: Нові рішення в сучасних технологіях. 2018. № 26 (1302). С. 140-147.
10. Kubicek J., Penhaker M., Kahankova R. Design of a synthetic ECG signal based on the Fourier series // International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics. New Delhi, India. 24-27 Sept. 2014. PP. 1881-1885.
 11. Kovacs P. ECG signal generator based on geometrical features // Annales Universitatis Scientiarum Budapestinensis, Sectio Computatorica. 2012. № 37. PP. 247-260.
 12. Абрамов М.В. Аппроксимации экспонентами временного кардиологического ряда на основе ЭКГ // Вестник кибернетики. 2010. № 9. С. 85-91.
 13. Генератор сигналов специальной формы многофункциональный НейроТест / Паспорт // https://mks.ru/netcat_files/209_51.pdf (дата обращения: 15.03.2020).
 14. Брико А.Н., Давыдов Д.В., Егоров А.И., Филимонов П.В. Устройство имитации биосигналов человека для испытаний электрокардиографов / Патент № 184385 РФ. Опубл. 24.10.2018. Бюл. № 30.
 15. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. – М.: МИА, 2007. 560 с.
 16. Хэмpton Дж.Р. Основы ЭКГ. – М.: Медицинская литература, 2006. 224 с.

*Антон Константинович Герасимов,
магистрант,
Зоя Николаевна Педонова,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра систем сбора и обработки данных,
ФГБОУ ВО «Новосибирский
государственный технический университет,
г. Новосибирск,
e-mail: pedonovaz@gmail.com*

Р.С. Небогатилов, С.Я. Пичхидзе

Сравнение гемодинамических показателей двухстворчатых искусственных клапанов сердца в митральной позиции

Аннотация

Представлено сравнение двухстворчатых искусственных клапанов сердца и их гемодинамических характеристик при работе в митральной позиции. Цель настоящего исследования - получить и сравнить результаты гемодинамических характеристик различных конструкций двухстворчатых искусственных клапанов сердца, изменяя конструкцию корпуса и створок. Для оценки работы искусственных клапанов сердца была смоделирована искусственная среда, идентичная той, в которой предстоит функционировать образцу. Моделирование расчетной среды и расчет проводили в программном комплексе «SolidWorks Flow Simulation». Полученные результаты свидетельствуют о влиянии конструкции створок и корпуса на гемодинамические показатели ИКС. Лучшие показатели имеет ДИКС-4 с овальным корпусом и радиальными створками. Однородность скорости кровотока модели ДИКС-4 в фазу быстрого изгнания составляет 93 %, что является наилучшим результатом среди исследуемых моделей.

Введение

На сегодняшний день одной из основных причин смертности населения являются сердечно-сосудистые заболевания. По данным Всемирной организации здравоохранения от данного типа заболеваний ежегодно погибает около 17 млн человек. К самым распространенным сердечно-сосудистым заболеваниям относятся: аритмия, гипертония, ишемическая болезнь сердца, атеросклероз и др., вследствие чего нагружается вся сердечно-сосудистая система, в частности клапаны сердца [1].

По данным Всемирной организации здравоохранения, более 75 % случаев смерти от сердечно-сосудистых заболеваний

происходят в странах с низким и средним уровнем дохода, что говорит о дороговизне и малой доступности современных медицинских технологий. Однако компьютерное моделирование решает часть проблем, так как позволяет разработать виртуальную модель медицинского аппарата или оборудования и создать для него область, в которой ему предстоит функционировать в реальной жизни. На этом этапе разработки возможно исправление ошибок в кратчайшие сроки с малыми финансовыми и трудовыми затратами [1]-[3].

Исходя из вышеизложенного, первоочередными целями для инженеров являются разработка и производство недорогой и эффективной конструкции, технологии изготовления и сбор-

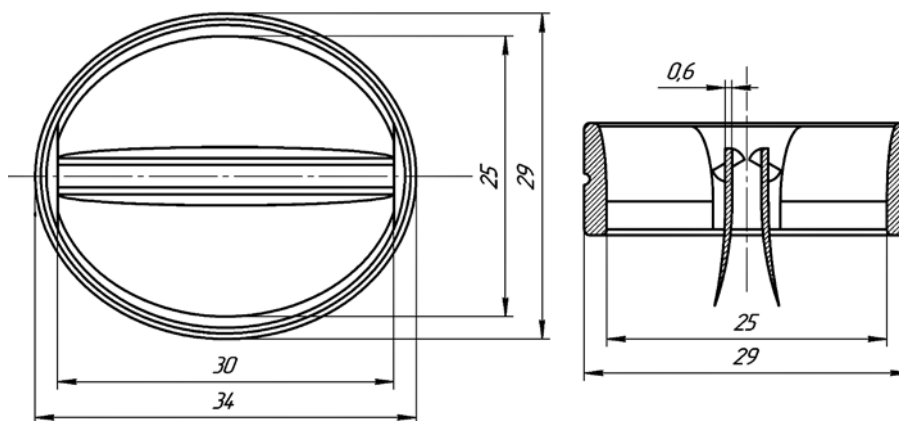


Рис. 1. Конструкция ДИКС-4

ки искусственного клапана сердца. Искусственный клапан сердца является эффективным хирургическим изделием для лечения многих патологий сердечной мышцы.

Цель настоящего исследования – получить и сравнить результаты гемодинамических характеристик различных конструкций двухстворчатых искусственных клапанов сердца, изменяя конструкцию корпуса и створок.

Материалы и методы

Для достижения поставленной цели решалась задача оценки влияния формы корпуса и створок на гемодинамические характеристики искусственных клапанов сердца (ИКС). Для анализа было взято 4 модели клапанов сердца:

- известная модель ИКС, предназначенная для замены нативных клапанов сердца – «St. Jude Med», производства «St. Jude Medical», Inc, США, с прямыми створками и круглым профилем корпуса [4];
- три модифицированные модели двухстворчатых искусственных клапанов сердца (ДИКС), разработанные на базе ИКС «St. Jude Med». Модификации касались конструкции створок и корпуса. Модели имели следующие конфигурации: ДИКС-2 – круглый корпус + радиальные створки; ДИКС-3 – овалный корпус + прямые створки [5]; ДИКС-4 – овалный корпус + радиальные створки. Чертеж клапана ДИКС-4 с габаритными размерами представлен на *рис. 1*.

Моделирование расчетной среды проводили в программном комплексе «SolidWorks Flow Simulation», разработанном компанией «Dassault Systemes» (Франция), с возможностью создания условий, в которых функционируют естественные митральные клапаны сердца.

Для расчета гемодинамических характеристик ИКС в «SolidWorks Flow Simulation» использовали уравнение Навье-Стокса и законы сохранения массы, момента и энергии:

$$\frac{\partial P}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k}(\rho u_k) = 0;$$

$$\frac{\partial \rho u_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k}(\rho u_i u_k - \tau_{i,k}) + \frac{\partial P}{\partial x_i} = S_i;$$

$$\frac{\partial \rho E}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_k}[(\rho E + P)u_k + q_k - \tau_{i,k}u_i] = S_k u_k + Q_H,$$

где ρ – плотность; u – скорость; P – давление текущей среды; t – время; S – внешние массовые силы, действующие на единицу массы текущей среды (например, сопротивление пористого тела, гравитация, вращение); E – полная энергия единицы массы текущей среды; Q_H – тепловыделение (или поглощение) на единицу объема; q – распределенный тепловой поток; τ – тензор вязких сдвиговых напряжений (нижние индексы означают суммирование по трем координатным направлениям).

Система уравнений замыкается состоянием текущей среды и эмпирическими зависимостями вязкости и теплопроводности от температуры. Для расчета турбулентных течений используется метод RANS (усредненные по Рейнольдсу уравнения Навье-Стокса). При этом в системе уравнений появляются добавочные члены (напряжения Рейнольдса):

$$\tau_{ij}^R = \mu_t \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} - \frac{2\partial u_i}{\partial x_i} \delta_{i,j} \right) - \frac{2}{3} \rho k \delta_{i,j},$$

где $\delta_{ij} = 1$ при $i = j$, $\delta_{ij} = 0$ при $i \neq j$ – дельта-функция Кронекера; μ_t – коэффициент вязкости турбулентных вихрей; k – кинетическая энергия турбулентности. Для расчета ламинарных и турбулентных течений используется одна и та же система уравнений, но при ламинарном течении k и $\mu_t = 0$. В рамках k -й модели турбулентности коэффициент вязкости турбулентных вихрей рассчитывался по формуле

$$\mu_t = f_\mu \frac{C_\mu \rho k^2}{e},$$

где e – скорость диссипации; f_μ – комплекс, учитывающий турбулентную вязкость.

Входные данные устанавливались на основе анализа медицинской литературы [6]-[8]. При проведении исследования в каждом модельном эксперименте все показатели были одинаковы и в основном соответствовали показателям сердечно-сосудистой системы.

Результаты исследования

Основные результаты расчетов скорости и равномерности потока крови с участием различных моделей ИКС представлены на *рис. 2*.

Анализ полученных результатов свидетельствует о разделении кровотока на два периферийных и один центральный

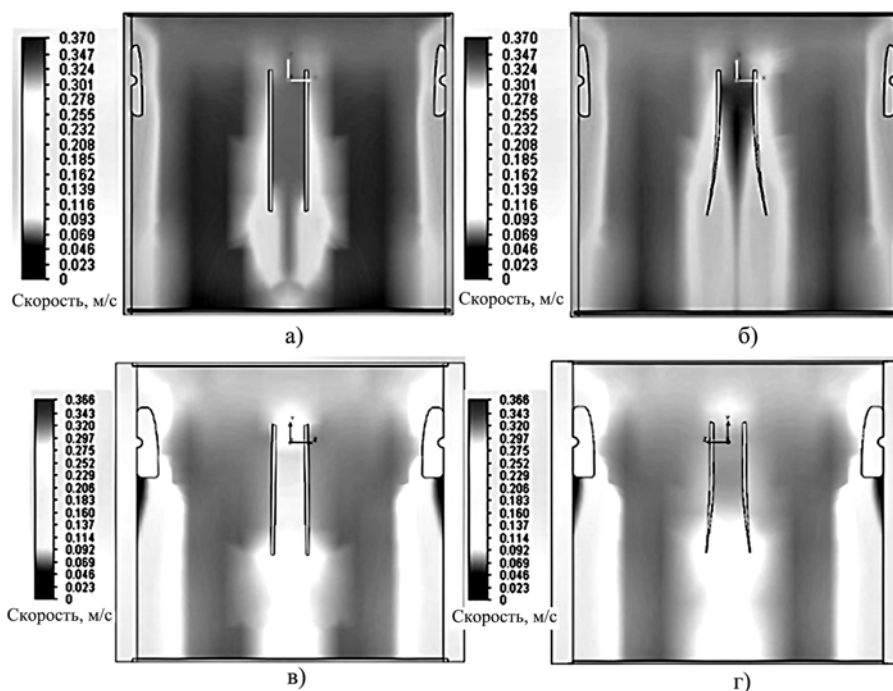


Рис. 2. Результаты расчетов скорости и равномерности потока крови с участием различных моделей ИКС: а) «St. Jude Med»; б) ДИКС-2; в) ДИКС-3; г) ДИКС-4

потоки в каждом исследовании. Подобное явление может привести к колебанию створок и, следовательно, к повреждению твердых кровяных телец (тромбоциты, лейкоциты, эритроциты). Этот эффект может наблюдаться при малой однородности потока, т. е. при больших различиях в скоростях между центральным и периферийными потоками. Результаты расчетов основных гемодинамических показателей различных конструкций двухстворчатых ИКС приведены в табл. 1.

Полученные результаты свидетельствуют о влиянии конструкции створок и корпуса на гемодинамические показатели ИКС. Лучшие показатели имеет ДИКС-4 с овальным корпусом и радиальными створками. Однородность скорости кровотока модели ДИКС-4 в фазу быстрого изгнания составляет 93 %, что является наилучшим результатом среди исследуемых моделей.

Вышеуказанный результат достигается благодаря конструкции клапана ДИКС-4, основными преимуществами которого являются:

- улучшенные условия обтекания благодаря форме створок и корпуса;
- соответствие форм конструкции естественному митральному клапану сердца.

Заключение

Полученные результаты свидетельствуют о влиянии конструкции створок и корпуса на гемодинамические показатели двухстворчатых ИКС. Лучшие показатели имеет ДИКС-4 с овальным корпусом и радиальными створками. Однородность скорости кровотока модели ДИКС-4 в фазу быстрого изгнания составляет 93 %, что является наилучшим результатом среди исследуемых моделей.

Список литературы:

1. Бокерия Л.А., Евдокимов С.В., Агафонов А.В. Протез клапана сердца / Патент РФ на изобретение № 2477105. 11.07.2011.
2. Вербовая Т.А., Гриценко В.В., Глянцев С.П., Давиденко В.В., Белевитин А.Б., Свистов А.С., Евдокимов С.В., Никифоров В.С. Отечественные механические протезы клапанов сердца. Прошлое и настоящее создания и клинического применения. – СПб.: Наука, 2011. 195 с.

3. Небогатиков Р.С., Пичхидзе С.Я. Повышение стабильности скорости кровотока в искусственных механических трехстворчатых клапанах сердца // Медицинская техника. 2019. № 5 (317). С. 15-17.
4. Duncan J.M., Denton A.C., James J.L., David A.O., George J.R., William E.W., Frazier O.H. The St. Jude Medical Valve: Early Clinical Results in 253 Patients // Texas Heart Institute Journal. 1983. Vol. 10. № 1. PP. 11-16.
5. Небогатиков Р.С., Пичхидзе С.Я., Варламов Д.А. Искусственный механический двухстворчатый клапан сердца / Патент РФ на полезную модель 187800. Номер заявки 2018124698; заявлено 05.07.2018. Опубликовано 19.03.2019. Бюл. № 8.
6. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р., Синельников А.Я. Атлас анатомии человека / В 4-х т. Т. 3. Учение о сосудах и лимфоидных органах. – М.: Новая волна, 2020. 2016 с.
7. Беневоленский С.Б., Домницкий М.В., Чернова Т.А. Математическое моделирование процесса внутрисердечной гемодинамики в системе упреждения патологии элементов биообъекта / Фундаментальные исследования. 2010. № 3. С. 25-29.
8. Домницкий М.В., Чернова Т.А., Синцов А.В. Математическое моделирование трансмитральной гемодинамики // Дифференциальные уравнения и процессы управления (электронный журнал). 2010. № 1 / <https://diffjournal.spbu.ru/RU/numbers/2010.1/issue.html> (дата обращения: 28.11.2020).

Роман Сергеевич Небогатиков,
студент 1 курса магистратуры,
Сергей Яковлевич Пичхидзе,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Материаловедение
и биомедицинская инженерия»,
ФГБОУ ВО «Саратовский государственный
технический университет
им. Гагарина Ю.А.»,
г. Саратов,
e-mail: neboatikov.r@gmail.com

Таблица 1

Гемодинамические показатели двухстворчатых ИКС

Модель клапана	Центральный поток					
	Максимальная скорость, м/с			Средняя скорость, м/с		
Время, с	0,1	0,2	0,3	0,1	0,2	0,3
«St. Jude Med»	0,320	0,335	0,278	0,294	0,330	0,268
ДИКС-2	0,290	0,303	0,248	0,276	0,281	0,220
ДИКС-3	0,297	0,290	0,281	0,294	0,288	0,274
ДИКС-4	0,320	0,320	0,281	0,315	0,307	0,275
Модель клапана	Периферийный поток					
	Максимальная скорость, м/с			Средняя скорость, м/с		
Время, с	0,1	0,2	0,3	0,1	0,2	0,3
«St. Jude Med»	0,357	0,351	0,355	0,321	0,324	0,346
ДИКС-2	0,324	0,324	0,346	0,315	0,317	0,331
ДИКС-3	0,340	0,355	0,348	0,328	0,321	0,327
ДИКС-4	0,325	0,343	0,319	0,311	0,317	0,320
Модель клапана	Однородность потока, V_{max}			Однородность потока, V_{med}		
«St. Jude Med»	0,89354			0,89057		
ДИКС-2	0,84746			0,80909		
ДИКС-3	0,87715			0,83263		
ДИКС-4	0,93838			0,93281		