

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Попечителей Е. П. Человек в биотехнической системе: учеб. пособие для вузов. Старый Оскол: Изд-во ТНТ, 2016. 584 с.
2. Коломинский Я. Л. Психология взаимоотношений в малых группах / БГУ. Минск, 1996. 212 с.
3. Бодров В. А. Психология профессиональной пригодности. М.: ПЕР СЭ, 2001. 511 с.
4. Автоматизированные системы обучения. Методы и средства оценки эффективности / С. А. Багрецов, Н. М. Опарина, В. М. Львов, Б. Я. Шлаен. Тверь: Изд-во ООО «Триада», 2005. 104 с.
5. Психология совместной жизнедеятельности малых групп и организаций / отв. ред. А. Л. Журавлев, Е. В. Шорохова. М.: Социум, 2001.
6. Крылов В. Ю. Методологические и теоретические проблемы математической психологии / под ред. А. В. Брушлинского и С. С. Бубновой. М.: Изд-во Янус-К. Ин-т психологии РАН, 2000. 376.
7. Попечителей Е. П. Компьютерные технологии изучения работы малых групп специалистов // Изв. ЮФУ. 2008. № 5. Тематич. вып. Мед. информ. системы. С. 9–12.

Е. Р. Popchitelev
Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

MANAGEMENT OF WORKING PROCESSES IN A GROUP OPERATORS BIOTECHNICAL SYSTEM

The analysis of the main factors determining working processes in a small group of operators of biotechnical systems is carried out. The group parameters characterizing the development of these processes are discussed, among them the following concepts are singled out: group compatibility, the level of psychological preparation, group thinking, group pressure, conformist. Several criteria for the group's effectiveness have been proposed, and operational methods for managing group processes have been examined, which make it possible to assess the group's readiness to work during activities or during breaks. To do this, it is suggested to use test tasks with visual images and actions usual for the usual work of the information system operator. The generalized structure of the biotechnical system is presented, in which test visual images are created that are close in content to real working subjects and sensor-motion movements are used to solve test problems.

A small group of operators, group activities, factors affecting teamwork, group parameters, performance criteria, a biotechnical testing system

УДК 612.76.004.94

П. А. Квиндт, А. Л. Овсепьян, А. И. Аль-Кисвани, П. И. Бегун
Санкт-Петербургский государственный электротехнический
университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Биомеханические исследования состояния структур стенозированного аортального клапана при баллонной дилатации

Представлена методика исследования напряженно-деформированного состояния структур стенозированного аортального клапана при коррекции методом баллонной дилатации для трех возрастных групп, находящихся в наибольшей зоне риска. При реализации методики был проведен анализ литературных источников, из которых получены геометрические параметры и механические свойства структур аортального клапана. Построена содержательная модель баллонной дилатации аортального клапана. Введены допущения для упрощения модели. Построена компьютерная геометрическая модель стенозированного аортального клапана в программном комплексе SolidWorks и обоснована ее адекватность. Создана конечно-элементная модель аортального клапана в пакете SolidWorks Simulation. В результате были получены значения дилатирующего давления на каждом шаге нагружения для зрелой, пожилой и старческой возрастных групп. По этим значениям построены графики зависимости прикладываемого давления от порядкового номера шага нагружения. Также представлены результирующие эпюры напряжений для каждой из рассматриваемых возрастных групп.

Аортальный клапан, аортальный стеноз, баллонная дилатация, моделирование, метод конечных элементов, SolidWorks, напряженно-деформированное состояние

Одной из главных причин преждевременной смерти пациентов во всем мире являются пороки сердечных клапанов, в частности аортальный

стеноз, который занимает третье место среди всех сердечно-клапанных патологий, а также является наиболее распространенной патологией клапанного

аппарата на сегодняшний день. Согласно сведениям из литературных источников, стеноз устья аорты выявляется у 3–7 % пациентов в общей популяции и его распространенность увеличивается с возрастом до 15–20 % у лиц старше 80 лет [1], [2].

На данный момент существует два основных метода хирургической коррекции данного порока:

– *транскатетерная имплантация* – довольно новый метод, первым этапом которого является баллонная вальвулопластика. При применении этого метода присутствует риск появления опасных осложнений, возникающих из-за особенностей конструкции протеза: гемодинамически значимая регургитация, атриовентрикулярная блокада, а кроме того осложнения, нуждающиеся в экстренном хирургическом вмешательстве. Нет также единой стратегии по выбору модели биопротеза с бесшовным методом фиксации;

– *баллонная вальвулопластика* позволяет сохранить природный клапан сердца. Этой методике свойственна высокая степень выживаемости, независимость от операционной, а также малое количество осложнений. Однако на нынешний день не существует методики, позволяющей оптимально подбирать необходимое давление для разрыва комиссур. При избыточном давлении возможно разрушение фиброзного кольца или зоны синусов Вальсальва, а при недостаточном возникает риск рецидива [3], [4].

Исходя из всего вышеизложенного, разработана и внедрена методика предоперационного прогнозирования реакции структур аортального клапана (АК) при коррекции во врачебную практику для исключения неблагоприятных и нерезультативных воздействий является актуальной задачей.

В процессе исследования стенозированного АК при баллонной дилатации была разработана методика, которая позволяет проводить анализ напряженно-деформированного состояния (НДС) структур клапана. Исследование НДС стенозированного АК проводилось методом пошагового нагружения. Максимально допустимое напряжение в комиссурах – 0.9 МПа. При этом значении напряжения происходит разрыв комиссур. Суть метода заключается в том, чтобы разделить длину комиссуры приблизительно на 10 равных частей и добиваться последовательного разрушения каждой. После проведения этапа исследования деформируемая

модель преобразуется в твердое тело, после чего снова создается конечно-элементная модель уже деформированного твердого тела и проводится следующий этап анализа [5].

Методика включает в себя:

1. Построение содержательной модели АК.
2. Введение допущений.
3. Построение компьютерной геометрической модели стенозированного АК.
4. Задание нагрузки и условий закрепления.
5. Построение конечно-элементной модели АК.
6. Обоснование адекватности модели АК.
7. Исследование напряженно-деформированного состояния.

Для построения содержательной модели использованы геометрические параметры (табл. 1) и механические свойства структур (табл. 2) для людей зрелой (50–60 лет), пожилой (61–74 года) и старческой (75 лет и старше) возрастных групп, полученные из [4], [6].

Таблица 1

Наименование	Размер, мм
Диаметр фиброзного кольца	22.6
Толщина фиброзного кольца	1.8
Длина фиброзного кольца	3
Диаметр восходящего отдела аорты	22.6
Толщина восходящего отдела аорты	1.8
Длина восходящего отдела аорты	140
Длина синусов Вальсальва	23.6
Глубина синусов Вальсальва	10.5
Линия смыкания соседних створок клапана	19.5
Толщина створки клапана	0.9
Длина комиссуры	6.44

Таблица 2

Наименование	Модуль нормальной упругости, МПа			Коэффициент Пуассона
	50–60 лет	61–74 года	75 лет и старше	
Синусы Вальсальва	0.2	0.2	0.2	0.4
Створки клапана	10	20	40	0.4
Фиброзное кольцо	50	50	50	0.4
Восходящий отдел аорты	0.1	0.1	0.1	0.4

С помощью полученных данных была построена содержательная модель АК (рис. 1). В состав модели входят: синусы Вальсальва, створки клапана, фиброзное кольцо и восходящий отдел аорты.

При построении модели были введены следующие допущения:

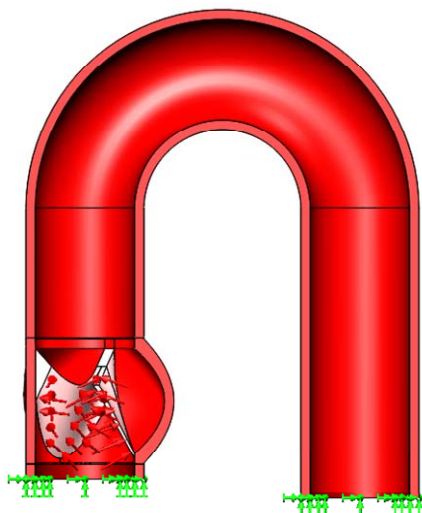


Рис. 1

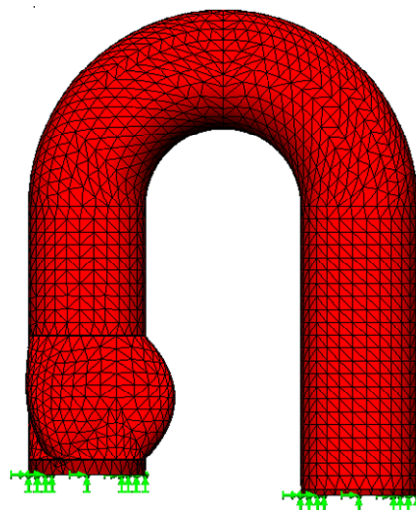


Рис. 2

1. Материалы структур обладают условием сплошности, однородности и изотропности.

2. Начальные напряжения в структурах отсутствуют.

3. АК закреплен по фиброзному кольцу и восходящему отделу аорты.

4. Давление при баллонной дилатации равномерно распределено по створкам АК.

Для построения геометрической компьютерной модели стенозированного аортального клапана использовался программный комплекс SolidWorks 2016. Были построены отдельные элементы клапана (синусы Вальсальвы, створки клапана, фиброзное кольцо и восходящий отдел аорты), затем была создана сборка с применением условий сопряжения. В результате всех построений была получена компьютерная геометрическая модель стенозированного АК, удовлетворяющая всем условиям, необходимым для проведения исследования.

Модель зафиксирована по фиброзному кольцу и восходящему отделу аорты. Поскольку длина восходящего отдела аорты более чем в пять раз превышает длину АК, то закрепление не окажет влияния на проводимое исследование. К элементам применены свойства материалов. Внешняя нагрузка (давление) приложена на нижние поверхности створок и комиссур АК.

В результате процесса моделирования была создана сетка конечных элементов для проведения расчетов конечно-элементной модели (рис. 2).

Для обоснования адекватности модели необходимо провести построение контрольного объекта, сходного с расчетным, но настолько просто, что возможно его аналитическое решение.

Корпус расчетного объекта (рис. 3, а) представляет собой цилиндрическую трубу. На одном конце трубы находится жесткий фланец, а на другом – сферическое днище, которое подвергается воздействию внутреннего давления p . Проводится анализ напряженного состояния зоны сопряжения цилиндрической трубы со сферическим днищем (рис. 3, б).

Экстремальное напряжение в зоне сопряжения рассчитывается по формуле [7]

$$\sigma_x^{\max} \approx 0.145 \frac{pR}{h} \frac{R}{\rho},$$

где $\sigma_x^{\max}$ – экстремальное напряжение; p – давление; R – радиус цилиндра; h – толщина стенки; ρ – плотность.

Данные проведенных вычислений напряженного состояния контрольного и расчетного объектов сопоставимы. Разница составила 30 %, что является приемлемым показателем. Это доказывает, что при проведении исследования в программном обеспечении отсутствуют ошибки анализа.

Из вышеизложенного следует, что модель адекватна, так как выполняются следующие условия:

1. Модель повторяет геометрию реального объекта.

2. Свойства материалов присущи реальной возрастной группе людей.

3. В программном обеспечении отсутствуют ошибки анализа.

В результате достигнуто полное разрушение комиссур. Критические значения давления 240, 282 и 374 кПа соответственно равны для зрелой, пожилой и старческой возрастных групп. Также были получены значения дилатирующего давления баллона на каждом шаге нагружения для трех возрастных групп (табл. 3).

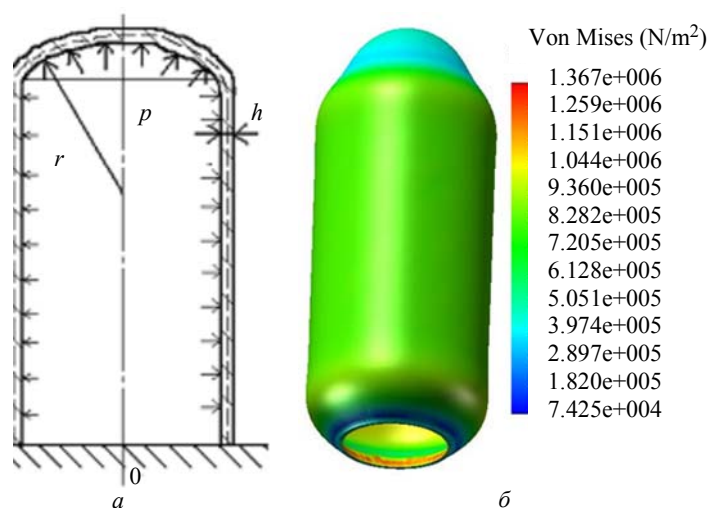


Рис. 3

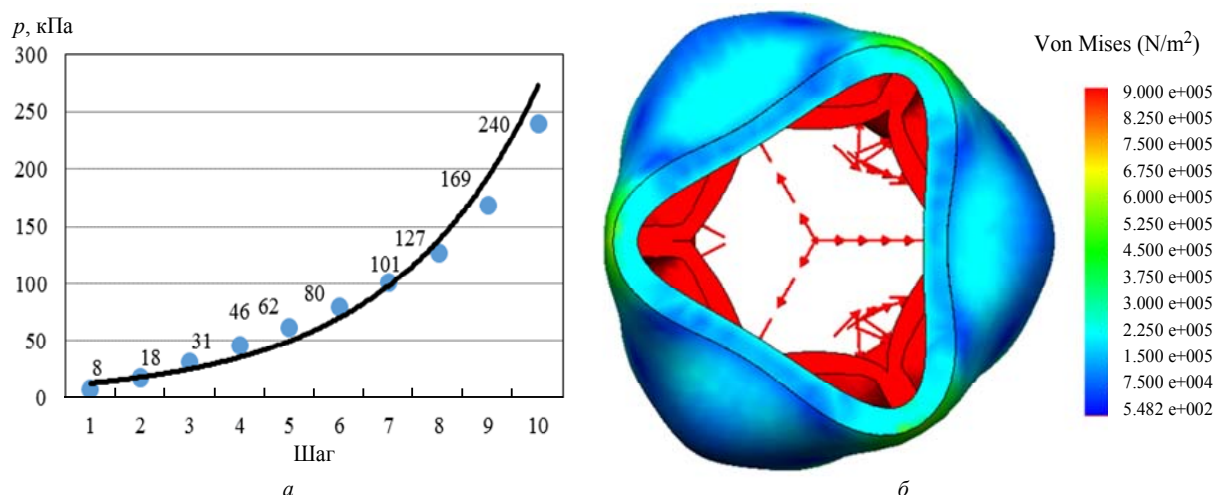


Рис. 4

Таблица 3

Шаг	Давление, кПа		
	50–60 лет	61–74 года	75 лет и старше
1	8	10	15
2	18	21	32
3	31	34	52
4	46	48	74
5	62	64	99
6	80	81	129
7	101	103	165
8	127	139	207
9	169	188	263
10	240	282	374

По этим значениям построены графики зависимости прикладываемого давления от порядкового номера шага нагружения для зрелой, пожилой и старческой возрастных групп соответственно (рис. 4, а; 5, а; 6, а). Зависимость представляет собой возрастающую экспоненту. Это объясняется тем, что с увеличением шага нагружения увеличивается площадь сращения комиссур, а следовательно, возрастает и давление, необходимое

для их разрушения. Можно сделать вывод, что с увеличением возраста пациента увеличивается значение давления, необходимое для полного разрушения комиссур.

Также представлены результирующие эпюры напряжений для зрелой, пожилой и старческой возрастных групп (рис. 4, б; 5, б; 6, б соответственно).

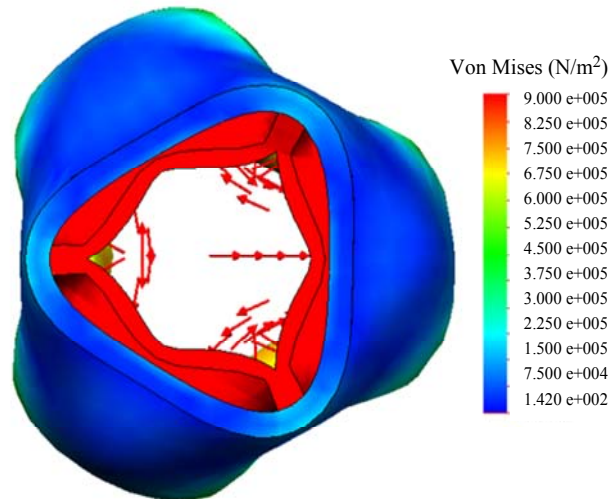
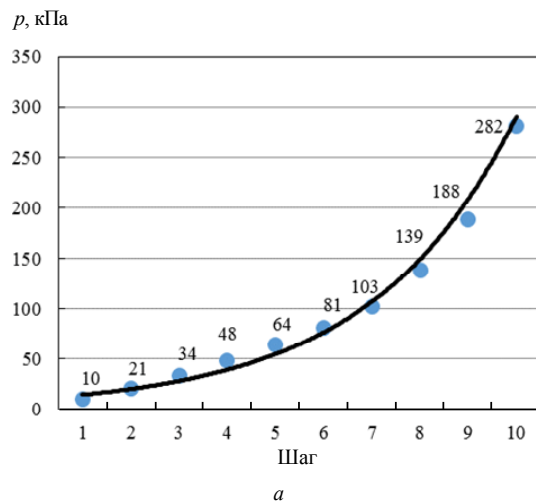


Рис. 5

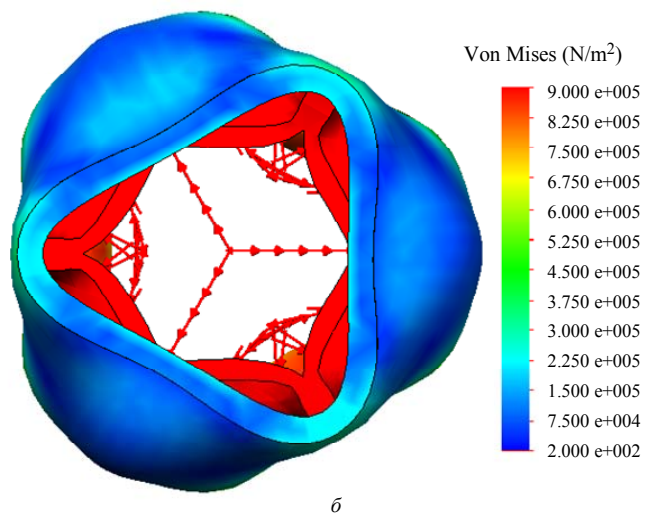
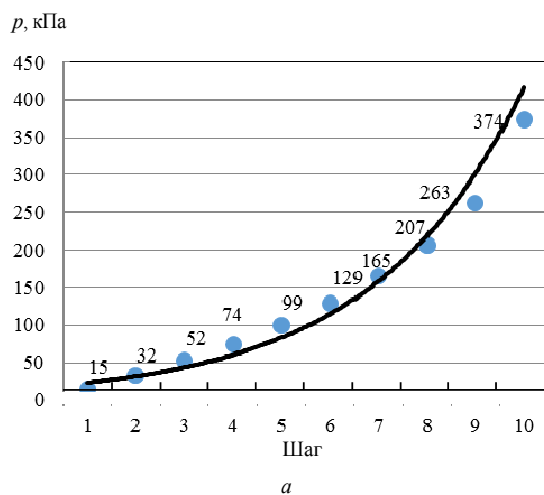


Рис. 6

Реализована методика исследования состояния структур АК при баллонной дилатации, которая позволит проводить предоперационную диагностику этой эндоваскулярной операции. К недостаткам данной методики можно отнести инди-

видуальность построенной модели, которая требует перестроений для каждого пациента, а также вводимые допущения для упрощения построений и проведения анализа.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Коваленко В. Н., Несукай Е. Г., Титов Е. Ю. Приобретенный аортальный стеноз: вопросы этиологии и патогенеза // Укр. кардіол. журн. 2010. № 1. С. 96–103.
2. Ivanović B., Tadić M., Dinčić D. The effects of arterial hypertension on aortic valve stenosis // Vojnosanitetski pregled. 2010. Т. 67, № 7. С. 588–592.
3. Лечение аортального стеноза у пожилых пациентов / О. Миллер, А. Мурсалиева, Г. Гендлин, Г. Сторожаков // Врач. 2011. № 11. С. 2–7.
4. Овчаренко Е. А. Биомеханическая система бесшовной имплантации аортального клапана серд-

ца: автореф. дис. ... канд. техн. наук / МГТУ им. Н. Э. Баумана. М., 2016. 184 с.

5. Бегун П. И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования. СПб.: Политехника, 2011. 464 с.

6. Бегун П. И., Афонин П. Н. Моделирование в биомеханике: учеб. пособие. М.: Высш. шк., 2004. 391 с.

7. Бегун П. И. Прикладная механика: учеб. СПб.: Политехника, 2006. 463 с.

P. A. Kvindt, A. L. Ovsepiyan, A. I. Al-Kiswani, P. I. Begun
Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

BIOMECHANICAL STUDY OF THE STENOZED AORTIC VALVE STRUCTURE IN THE CYLINDER DILATATION FOR DIFFERENT AGE GROUPS

Presents a technique for studying the stress-strain state of stenotic aortic valve structures with balloon dilatation correction for three age groups in the greatest risk zone. Analysis of the literature sources was carried out in order to implement the method, from which geometric parameters and mechanical properties of the aortic valve structures were obtained. A content model of balloon dilatation of the aortic valve was constructed. Assumptions for simplifying the model were introduced. A computer geometric model of the stenotic aortic valve in the SolidWorks software complex was constructed and its adequacy was substantiated. A finite-element model of the aortic valve in the SolidWorks Simulation package was created. As a result, the values of the dilatation pressure at each loading step for the mature, elderly and senile age group were obtained. Graphs of the dependence of the applied pressure on the sequence number of the loading step were plotted from these values. The resulting stress plots for each of the age groups under consideration are also presented. The resulting stress plots for each of the age groups were constructed.

Aortic valve, aortic stenosis, balloon dilatation, modeling, finite element method, SolidWorks, stress-strain state
