

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ МЕТОДОВ КОМПЬЮТЕРНОГО МОДЕЛИРОВАНИЯ В РАЗРАБОТКЕ ИСКУССТВЕННЫХ ЖЕЛУДОЧКОВ СЕРДЦА

Беляев Л.В., Жданов А.В.

Владимирский государственный университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых

В статье описаны современные исследования процессов разработки искусственных желудочков сердца. Показаны преимущества применения компьютерных (CAD/CAE) технологий при разработке искусственных желудочков сердца. Представлены системы, разработанные с применением данных технологий.

Ключевые слова: искусственный желудочек сердца, CAD/CAE-технологии, моделирование гемодинамики.

COMPUTER MODELING IN THE DEVELOPMENT OF ARTIFICIAL VENTRICLES OF HEART

Belyaev L.V., Zhdanov A.V.

Vladimir State University A.G. and N.G. Stoletovyh's name

In article modern researches of processes of development of artificial ventricles of heart are described. Advantages of application computer (CAD/CAE) technologies are shown by development of artificial ventricles of heart. The systems developed with application of the given technologies are submitted.

Key words: artificial ventricle of heart, CAD/CAE-technologies, modeling of hemodynamics.

В настоящее время применение аппаратов вспомогательного кровообращения (ВК) и искусственного сердца (ИС) является одним из наиболее радикальных методов лечения рефрактерной сердечной недостаточности. Для этих целей применяются как экстракорпоральные, так и имплантируемые системы механической поддержки. В обоих типах указанных систем элементом, берущим на себя насосную функцию пораженного сердца, является искусственный желудочек сердца (ИЖС) объемного или роторного типа. Одним из основных критериев, определяющих совместимость ИЖС с организмом, который необходимо учитывать при проектировании конструкций ИЖС систем ВК является минимизация процессов травмы крови и тромбообразования в камере ИЖС.

Современный процесс создания ИЖС состоит из нескольких этапов:

- ✓ моделирование (создание геометрической модели ИЖС с учетом требований по обеспечению

ударного объема выброса и показателя эффективности использования объема ИЖС);

- ✓ анализ гемодинамических характеристик потока крови в камере ИЖС с применением метода конечных элементов, реализуемого в САЕ-системах (Computer Aided Engineerin);
- ✓ изготовление ИЖС;
- ✓ проведение стендовых испытаний (оценка гемодинамических характеристик и уровня гемолиза) [1].

Наиболее значимыми этапами являются первые два, т. к. именно они закладывают конструктивные и функциональные параметры будущей конструкции ИЖС. На этапе геометрического моделирования реализуется проектирование в узком смысле, т. е. создается геометрическая модель ИЖС, удовлетворяющая медико-техническим требованиям, требованиям по габаритам и компоновке ИЖС в системе обхода желудочка сердца или искусственно-го сердца.

Статья поступила в редакцию 22.06.11 г.

Контакты: Беляев Леонид Викторович, аспирант кафедры «Технология машиностроения».

Тел. 8 (4922) 479 656, **e-mail:** otleonida@pisem.net

Наиболее оптимальным воплощением данного этапа является объемная модель, созданная средствами твердотельного моделирования, например в системе Pro/ENGINEER. Геометрический процессор Pro/ENGINEER позволяет создавать практически любые геометрические элементы, сложные конструкторские элементы разнообразного профиля, оболочек, поверхностей с помощью объединения непараллельных поперечных сечений, групп элементов и т. д.

Имея объемную модель, можно непосредственно проводить геометрический анализ, не дожидаясь изготовления макетного образца, и в некоторых случаях уточнять геометрию, чтобы исключить обнаруженные взаимопересечения, складки поверхностей и т. д. В результате проведения этого этапа должна быть предложена исходная полностью определенная геометрия конструкции ИЖС, которая будет оптимизирована на стадии САЕ-анализа гемодинамических характеристик потока крови в камере ИЖС. Геометрические параметры, которые можно варьировать для получения оптимального решения, по гемодинамическим показателям, можно установить, проведя анализ конструкций ИЖС существующих систем ВК пульсирующего типа [2–4, 6, 7], который позволил выявить следующее:

- ✓ корпус ИЖС представляет собой полусферу с входным и выходным патрубком;
- ✓ варьируемыми параметрами являются: относительная высота патрубка от центральной плоскости (h); высота патрубка (t); относительная высота патрубка от посадочной поверхности (l); угол между осью патрубка и посадочной поверхностью (α); угол между осью патрубка и центральной плоскостью (ψ); угол конуса патрубка (γ); кривизна основного тела ИЖС (ρ).

Объемная модель ИЖС представлена на рис. 1.

На этапе САЕ-анализа проводится математическое моделирование и анализ гемодинамики в ка-

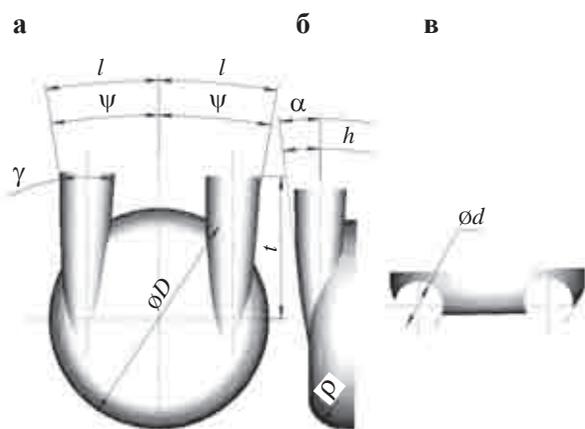


Рис. 1. Упрощенная модель искусственного желудочка сердца: а – вид спереди; б – вид слева; в – вид сверху

мере ИЖС в фазе заполнения и выброса с учетом краевых (геометрия камеры) и начальных (давление на входном и выходном клапане) условий, а также определение показателей гемодинамики, имеющих значение для дальнейшей оптимизации геометрии ИЖС.

Основными параметрами гемодинамики являются максимальное и минимальное значение скорости внутри камеры ИЖС (V_{max} , V_{min}), поле распределения давления, касательные напряжения Рейнольдса (τ), эквивалентная вязкость (EVIS), максимальное и минимальное значение давления (P_{min} , P_{max}), энергия турбулентности ENKE, показатель диссипации ENDS, а также нормализованный индекс гемолиза (НИ) [5]. По этим показателям можно судить о наличии застойных зон в камере, об опасности механического гемолиза и характере теплообмена при диссипации турбулентных вихрей.

Этап оптимизации по заданным показателям гемодинамики непосредственно следует за анализом и необходим, если при анализе обнаружено несоответствие между требуемыми и полученными характеристиками. На этом этапе осуществляется реализация таких мероприятий, как скругление границ поверхностей, изменение геометрии патрубков, типа клапанов. На этапе оптимизации проводится экспертная оценка всех вариантов и выбор наилучшего из них.

Подобный гидродинамический анализ требует построения конечно-элементных моделей ИЖС в специализированном модуле гидродинамического анализа системы ANSYS/FLOTRAN. Его преимущества заключаются, во-первых, в том, что в настоящее время этот модуль является ведущим конечно-элементным решателем задач гидродинамики. Во-вторых, он позволяет импортировать твердотельные модели Pro/ENGINEER без нарушения геометрии и с сохранением ассоциативности, так как не использует переходных форматов.

На этом этапе проводился САЕ-анализ ИЖС мембранного типа с подвижной мембраной (в динамике), который может быть представлен следующим образом. Исходная твердотельная модель представляет собой внутренний объем ИЖС с учетом реальной геометрии основного тела, клапанов, радиусов и переходов. Для ИЖС данного типа необходимо наличие основного тела ИЖС, входного и выходного патрубков и обычно плоской подвижной стенки мембраны.

Для проведения расчетов были приняты следующие допущения:

- принято условие подвижности мембраны, которая в фазу систолы имеет скорость 10,5 мм/с, а в фазу диастолы – 21 мм/с;
- первоначальное давление в патрубках и основном объеме принимается равным нулю, именно

Гемодинамические характеристики конструкций ИЖС

Параметр	Значение				
Частота сердечных сокращений, Гц	1	1,25	1,5	1,75	2
Время систолы, с	0,248	0,198	0,165	0,142	0,124
Скорость потока, мм/с	198	249	299	347	398
Первоначальная геометрия (начальная модель)					
Макс. показатель ENKE	552	628	713	795	880
Макс. напряжения Рейнольдса, Па	585	665	758	843	932
Скорость движения эритроцитов, %	63,3	73,3	87,9	101,5	132,5
Объем свободного гемоглобина, %	0,065				
Показатель гемолиза, г/(100 л)	0,354	0,443	0,531	0,620	0,940
Исправленная геометрия (предлагаемая модель)					
Макс. показатель ENKE	319	474	492	569	684
Макс. напряжения Рейнольдса, Па	338	502	521	603	725
Скорость движения эритроцитов, %	16,6	23,5	30,9	45,2	63,9
Объем свободного гемоглобина, %	0,033				
Показатель гемолиза, г/(100 л)	0,222	0,279	0,335	0,389	0,446

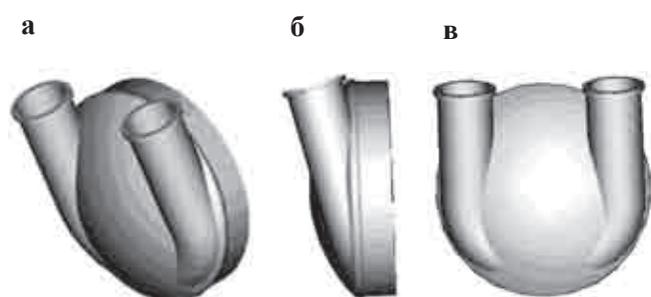


Рис. 2. Твёрдотельная модель предлагаемого варианта ИЖС: а – ИЖС в аксонометрии; б – вид справа; в – вид спереди

в этом случае система сама определяет создаваемое жидкостью давление в любой момент времени сердечного цикла;

- при исследовании принято, что частота сердечных сокращений кровяного насоса составляет $f = 1$ Гц (60 ударов в минуту), в течение 0,5 с происходит систола, а затем в течение остальных 0,5 с – диастола (отношение систола / диастола $\beta = 1 : 1$).

Для исследования была принята жидкость, аналогичная по составу крови, которая имеет следующие параметры:

- вязкость: $6 \cdot 10^{-3}$ Па/с;
- плотность: $1,06 \cdot 10^{-3}$ Па/с;
- тип течения: турбулентное;
- тип модели турбулентности – стандартный;
- тип конечного элемента: FLUID 142.

После проведения оптимизации с учетом полученных данных была разработана модель ИЖС, представленная на рис. 2.

Сравнительные показатели первоначальной и предлагаемой модели ИЖС представлены в табл.

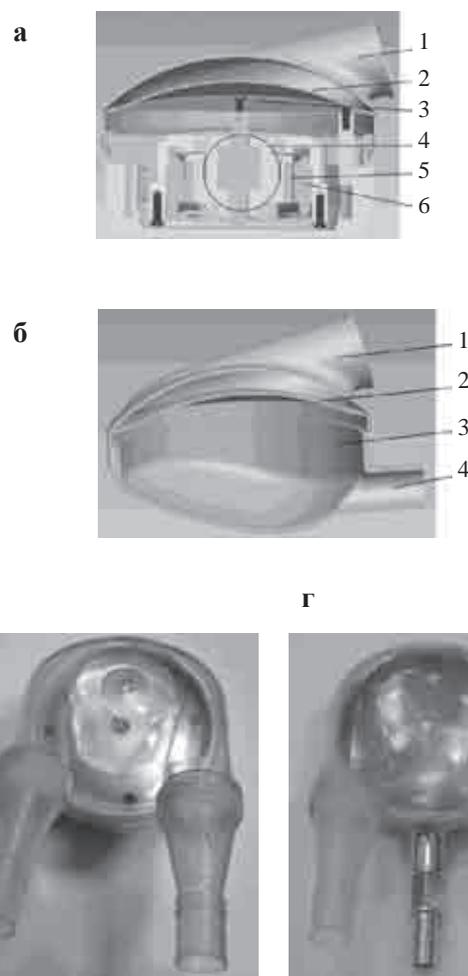


Рис. 3. Внешний вид аппаратов ВК на базе ИЖС в сборе: а – твёрдотельная имплантируемая модель с электро-механическим приводом на базе ролико-винтового механизма: 1 – ИЖС, 2 – мембрана, 3 – толкатель, 4 – РВМ, 5 – ротор, 6 – статор; б – твёрдотельная модель с пневматическим приводом: 1 – ИЖС, 2 – мембрана, 3 – пневмокамера, 4 – штуцер для подвода воздуха; в, г – фотографии изготовленных ИЖС

В данной конструкции ИЖС можно выделить следующие особенности:

- ✓ симметричность расположения патрубков (для обеспечения технологичности и простоты изготовления);
- ✓ наличие бурта по периферии основного тела ИЖС (для закрепления на имплантируемом приводе);
- ✓ наличие буртов на выходе патрубков (для установки клапанов);
- ✓ одинаковый наклон входного и выходного патрубков к основному телу ИЖС (угол наклона 14° выбран из проведенного выше анализа);
- ✓ наличие закруглений в нижней части патрубков (для обеспечения закручивания потока при заполнении и устранения зон стагнации);
- ✓ обеспечение плавных переходов (скруглений) между патрубками и основным телом.

Также необходимо отметить, что разработанная конструкция ИЖС может быть использована как с пневматическим приводом, характерным для экстракорпоральных систем, так и с электромеханическим – характерным для имплантируемых системы ВК. Компоновка аппаратов ВК с электромеханическим и пневматическим приводом представлена на рис. 3.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Беляев Л.В., Морозов В.В., Жданов А.В.* Обоснование конструкций лабораторных стендов для исследования характеристик систем вспомогательного кровообращения и искусственного сердца // Мехатроника, автоматизация, управление. М.: Новые технологии, 2010. № 2. С. 51–56.
2. Arrow International, Inc. Medical Device Manufacturer [online]. <http://www.arrowintl.com/>.
3. Arrow Penn State LionHeart [online]. <http://www.hmc.psu.edu/lionheart/>.
4. EXCOR VAD: Instructions for Use. Berlin: Berlin Heart AG, 2004. 70 p. (http://www.berlinheart.de/EXCOR_VAD_English.pdf).
5. *Okamoto K., Fukuoka S.-I., Momoi M. et al.* FEM and CAD/CAM technology applied for the implantable LVAD // Journal of Congestive Heart Failure and Circulatory Support. 2001. Vol. 1 (4). P. 391–398.
6. Thoratec Ventricular Assist Device System: Instructions for Use. Pleasanton: Thoratec Corp., 2006. 46 p. (http://www.thoratec.com/medical-professionals/pdf/files/Thor_VAD_IFU_15003J_ENGLISH.pdf).
7. Thoratec HeartMate XVE LVAS Operating Manual. Pleasanton: Thoratec Corp., 2006. 179 p. (http://www.thoratec.com/medical-professionals/pdf/files/XVE_Op_Manual_28080F_ENGLISH.pdf).