Моделирование гемодинамики искусственного желудочка сердца с учетом движения мембраны на базе суперкомпьютера «Скиф-Мономах»

Т.Ю. Сухарикова

Владимирский государственный университет

Уточнение и корректировка моделей гемодинамики искусственного желудочка сердца с учетом движения мембраны

Известно, что в настоящее время в мировой практике анализ гидродинамических характеристик проходит 4 способами:

- 1. Экспериментальное измерение гидродинамических свойств искусственного желудочка сердца (ИЖС) на специальных стендах.
- 2. Моделирование потока в специализированных CFD-пакетах (computational fluid dynamics) на супер-ЭВМ на основе конечно-элементных моделей.
- 3. Создание математических моделей, реализующих симуляцию потока, в специальных математических пакетах (MathCAD).
- 4. Моделирование потока на математических моделях, основанных на электрических аналогах, используя специализированный модуль Simulink пакеты Matlab.

Сравнивая эти методы можно сделать вывод о том, что наиболее приближены к реальным условиям эксплуатации первые два метода, поскольку в первом исследуется реальный, изготовленный из требуемых материалов ИЖС, только наполняется он не кровью, а жидкостью, близкой по физическим и гидродинамическим характеристикам к крови. Во втором случае анализу подвергается твердотельная модель внутреннего объема ИЖС, которая полностью идентична реальному объекту. Моделируется заполнение этого объема также жидкостью, близкой по составу к крови.

Нами предлагается использовать для анализа гидродинамики один из наиболее современных CAE- пакетов ANSYS и его специализированное приложение для анализа гидродинамики FLOTRAN. В нем реализованы необходимые расчеты для 2D и 3D-моделей, которые создаются либо непосредственно в этом пакете, либо импортируются из системы твердотельного моделирования Pro/ENGINEER.

В настоящее время анализ гемодинамики в САЕ-системах проводится с помощью следующих математических моделей:

1. Плоские 2D-модели (примерами данных направлений могут служить исследования клапанов). Простота и понятность данных моделей полностью перечеркиваются их недостатками: отсутствие учета объемных векторов скоростей и гемодинамических показателей, недостатки объемной визуализации потоков ИЖС. Для их устранения были предложены объемные модели.

2. Объемные 3D-модели в статике (примерами таких исследований могут быть известные исследования для ИЖС мембранного типа, проведенные в Yamagata University (Япония).

Большинство исследований современных ИЖС проведены с помощью таких моделей. Однако в них не учитывается особенности переходных режимов между систолой и диастолой, особенности потоков в так называемых переходных участках, а также положение о неподвижной мембране.

3. Объемные 3D-модели в динамике. Примеры подобных моделей для ИЖС мембранного типа отсутствуют, однако в других типах ИЖС и насосов они встречаются. Так ротационные и осевые насосы успешно рассчитываются с помощью подобных моделей, только движение подвижной стенки в них не поступательное, а вращательное. Таким образом, использование подобных моделей для исследования ИЖС мембранного типа необходимо, т.к. такая постановка задачи в максимальной степени приближает математическую модель к реальности, поскольку игнорирование движением мембраны, что было в предыдущих моделях, недопустимо.

Конечно-элементный анализ гемодинамики в ИЖС

В качестве твердотельных моделей для исследований были приняты несколько известных технических решений:

1) модель ИЖС, представленная в отчете;

2) модель ИЖС Yamagata University (Япония);

3) модель ИЖС *HeartMate VE-LVAS (США)*.

Наиболее известна в мировой практике последняя модель ИЖС американского производства.

Данные ИЖС снабжаются 25 мм биологическими клапанами. Их особенностью является выполнение поверхностей, контактирующих с кровью, текстурированными. Это означает, что внутренняя поверхность ИЖС напыляется титановыми шариками, а наружная поверхность диафрагмы – полиуретаном. Это позволяет после начала работы и заполнения желудочка кровью выровнять поверхности этих элементов, получив т.н. «интиму», которая минимизирует тромбообразование и снижает опасность бактериального заражения внутри ИЖС.



Рисунок 1. Внешний вид расположения систем ВК HeartMate фирмы Thoratec (США) в организме: а – пневматической IP-LVAS; б – электромеханической VE-LVAS (1 – насос; 2 – входной канал; 3 – выходной канал; 4 – левый желудочек; 5 – аорта; 6 – кабель к блоку управления; 7 – основной аккумулятор; 8 – резервный аккумулятор; 9 – контроллер)

В пневматическом устройстве (рис. 1,*a*) движение диафрагмы желудочка осуществляется от внешнего пульта двигателя (не показан), который обеспечивает требуемое давление в системе. К имплантируемому блоку насоса 1 подводится кабель 6 снаружи. Данная система обеспечивает производительность до 11,6 л/мин. В электромеханическом устройстве (рис. 1, δ) насосная функция системы обеспечивается электромеханическом приводом, который питается от внешнего аккумулятора 7, расположенного либо на поясе, либо в специальной сумке. Для надежности энергопитания в случае отказа основного предусмотрен резервный источник питания 8. Управление параметрами кровотока обеспечивается системой управления (программируемым контроллером) 9, который закрепляется на поясе пациента. Производительность данного устройства составляет 9,6 л/мин.

Электромеханическая система «HeartMate VE-LVAS» предназначена для поддержки работы левого желудочка сердца и представлена насосом, управляющим кабелем, контроллером и двумя батареями. Насос состоит из двух камер, разделенных гибкой полиуретановой диафрагмой, одна из которых предназначена для электрического мотора и выталкивающей пластины, а другая (рабочая) – для циркуляции крови. Насос приводится в действие электрическим мотором, который активирует выталкивающую пластину, производящую смещение диафрагмы. Таким образом, обеспечивается выброс крови. Заполнение камеры насоса происходит пассивно.

С натурного образца были сняты размеры внутренней полости исследуемого ИЖС, которые затем моделировались в системе Pro/ENGINEER. Результаты моделирования представлены на рис.2.



Рисунок 2. Твердотельная модель внутренней зоны ИЖС HeartMate VE-LVAS.

Особо следует отметить тот факт, что исходная шероховатость внутренней поверхности ИЖС и мембраны довольно большая из-за нее текстурированности: для ИЖС – титановым сплавом, для мембраны – полиуретаном. Однако еще в начале работы внутренние поверхности покрываются интимой, шероховатость которой близка к нулю, поэтому данную шероховатость при исследовании гемодинамики не оценивается, а принимается идеальная поверхность.

Анализ гемодинамических характеристик ИЖС HeartMate VE-LVAS по стадиям заполнения

В данном анализ представлены поля векторов скоростей для исходной геометрии ИЖС HeartMate VE-LVAS по фазам заполнения.

В фазу систолы максимальная скорость внутри ИЖС постепенно возрастает с 374,32 мм/с на 0,1 с сердечного цикла до 521,13 мм/с на 0,4 с от начала цикла, т.е. почти в 1,4 раза. При этом резкое возрастание скорости происходит в течение 0,2...0,3 с, а затем в интервале 0,3...0,5 с скорость меняется незначительно. Это связано с тем, что в первые 0,2 с поток крови находится в входном патрубке, где и достигает максимальных значений у периферии парубка. Затем, на 0,3 с поток начинает входить в основной объем, однако инерция потока все еще остается значительной, что и приводит к максизначениям скорости В фазу систолы, находящимся мальным в диапазоне 515,2...521,13 мм/с. Кроме того, интерес представляет тот факт, что войдя в основной объем ИЖС, поток жидкости начинает постепенно закручиваться, что наблюдается у периферии ИЖС.

В фазу диастолы максимальная скорость несколько снижается (с 518,89 мм/с в момент 0,5 с сердечного цикла – конец фазы систолы) до 424,59 мм/с в конце фазы диастолы, т.е. в 1,22 раза. Это связано с полным заполнением основного объема тела ИЖС и началом стадии выброса, когда заполняется выходной патрубок. Начало фазы диастолы связано с изменением места максимальной скорости потока – он сразу же перемещается на выходной патрубок. Соотношение максимальных скоростей выходного и входного патрубков постепенно растет. Так если на 0,6 с от начала цикла это соотношение равно 1,29 (427 мм/с на выходном патрубке и 332 мм/с на входном), то на 0,7 с оно равно 1,8 (427 мм/с и 237 мм/с соответственно), на 0,8 с – 3 (427 мм/с и 142 мм/с соответственно), 0,9 с – 4,49 (427 мм/с и 95 мм/с), а в конце фазы диастолы – 9,1 (427 мм/с и 47 мм/с). Таким образом, соотношение между скоростями на выходном и входном патрубках изменяется в течение фазы диастолы почти в 7 раз. Следует отметить, что основное тело ИЖС остается заполненным и в конце диастолы готово к началу систолы.

На рис.3 показаны графики зависимости показателя ENKE в выходных и входных патрубках в двух сечениях ИЖС.





Оптимизация конструкции ИЖС по результатам испытаний и моделирования гемодинамики

Для оптимизации гемодинамических характеристик твердотельной модели (рис. 1) необходимо использовать следующие геометрические параметры исходной модели (которые в дальнейшем будут использоваться в качестве изменяемых величин):

- Угол разноса патрубков, град;
- Диаметр входного и выходного патрубков, мм;
- Диаметр основного тела ИЖС, мм;
- Радиус скругления основного тела ИЖС, мм;
- Радиус переходной зоны, мм.

В более ранних исследованиях было проанализировано влияние трех параметров (диаметра входного и выходного патрубков, диаметра основного тела ИЖС и радиуса скругления основного тела ИЖС) на гемодинамику ИЖС мембранного типа.

Для разработки перспективных оптимизированных конструкций ИЖС необходимо выяснить, каким образом влияют на гемодинамику следующие конструктивные элементы:

- угол разноса входного и выходного патрубков;
- вид переходной зоны.

Данные исследования проводились на базе модели гемодинамики с подвижной стенкой (мембраной).

Влияние конструктивных примитивов на гемодинамические характеристики

Для анализа влияния угла разноса патрубков α были созданы несколько твердотельных моделей ИЖС. Следует отметить, что модель с углом патрубков $\alpha = 0^{\circ}$ аналогична модели японского ИЖС, анализ которого подробно освящен в отчете. В данной работе были получены не только поля скоростей, распределение давлений, показателей, но и рассчитаны теоретические показатели гемолиза.

Так же в работе были представлены поля скоростей ИЖС с углом разноса патрубков α =60 (для систолы и диастолы) через равные интервалы времени 0,1 с. Как видно из рисунков, после начала впрыска скорость постепенно увеличивается в течение всей систолы и достигает максимума в конце фазы (увеличение скорости составляет 1,39 раза – с 344,35 мм/с до 478,9 мм/с). Затем в начале диастолической фазы наблюдается снижение скорости v_{max} до 437 мм/с (на 9,5%), что, очевидно, связано со срабатыванием выходного клапана и перераспределением векторов скоростей Особое внимание в фазе выброса следует обратить на то, что в основном теле ИЖС после входного патрубка сохраняется постоянное закручивание потока, что обеспечивает отсутствие застойных зон на периферии желудка.

В фазу систолы максимальная кинетическая энергия турбулентности, определяемая показателем ENKE, двигается от начала входного патрубка в течение 0,1...0,2 с и достигает максимума в период 0,2...0,3 с у входа в основное тело ИЖС. При этом максимальные значения находятся внутри патрубка и вытянуты эквидистантно сечению ИЖС.

Для переходной зоны определяем два характерных размера, которые определяют ее геометрию. Это радиусы R_1 , который определяет центральную часть ИЖС, и R_2 , отвечающий за переход к патрубкам и выход к периферийной части ИЖС. Радиус R_1 отвечает за формирование основного и ударного объема выброса ИЖС, поэтому его значение в данном исследовании зафиксировано.

Описание перспективной оптимизированной модели ИЖС

В результате исследовании, проведенных в работе была предложена перспективная модель ИЖС. Твердотельная модель желудка в целом и в разрезе показана на рис. 4.



Рисунок 4. Твердотельная модель перспективной оптимизированной конструкции ИЖС: а – внешний вид; б – в разрезе

Для данной модели «собраны» лучшие качества и элементы от известных моделей ИЖС, модель ВлГУ, представленная в ранних отчетах; модель ИЖС Yamagata University (Япония) и модель ИЖС HeartMate VE-LVAS (США). Особенностью данной модели ИЖС является использование не только скорректированной геометрии корпуса ИЖС, но и скорректированная геометрия мембраны для увеличения рабочего хода ИЖС.