

УДК 532.574

© 2002 г. С.И. КОРЧАГИН, Е.И. КУЗНЕЦОВА, А.М. ОМЕЛЬЯНЧУК,  
В.Н. ЮРЕЧКО

## ГИДРОДИНАМИКА СОВРЕМЕННЫХ ИСКУССТВЕННЫХ КЛАПАНОВ СЕРДЦА

Приводятся результаты экспериментального исследования гидродинамики современных искусственных клапанов сердца. Использован метод фотохромной визуализации, основанный на создании в потоке физиологического раствора за клапаном цветowych меток. Приводятся результаты исследования гидродинамических характеристик дискового клапана "МИКС" (Россия) и двухстворчатого клапана "ST. JUDE" (USA), которые более 15 лет широко используются в клинической практике.

При болезни клапанов сердца, когда медикаментозное лечение не дает результата, основным способом лечения является имплантация искусственного клапана сердца или нескольких. При этом восстанавливаются насосная функция сердца и внутренняя гемодинамика. К настоящему времени разработаны десятки конструкций механических искусственных клапанов сердца, которые используются в клинической практике. Кроме механических клапанов сердца используются и биологические протезы клапанов [1–6], которые берутся у животных и подвергаются специальной обработке. При имплантации искусственных клапанов сердца используется только 10% биологических протезов от общего числа имплантированных клапанов.

Среди механических искусственных клапанов сердца лидирующие позиции занимают двухстворчатые клапаны: "CARBOMEDICS" и "ST. JUDE" (USA), "МЕДИНЖ" и "ROSCARDICS" (Россия). Кроме двухстворчатых клапанов используются дисковые, которые пришли на смену громоздким шариковым искусственным клапанам сердца [5] в конце 70-х годов. Дисковые клапаны отличаются от двухстворчатых технологией изготовления и расположением ограничителей хода запирающего элемента.

Дисковый клапан "BJORK-SHILEY" появился одним из первых [5]. Клапан не обладал высокой надежностью крепления ограничителей хода, имел случаи разрушения после имплантации и был исключен из клинического применения. В России первым дисковым клапаном был "ЭМИКС", который имел другую технологию изготовления и другое расположение ограничителей хода [5]. Клапан на протяжении 10 лет использовался в клинической практике, и не было случаев разрушения после имплантации.

Новой модификацией этого клапана стал клапан "МИКС", который выпускается в двух модификациях [7, 8]. Модификация клапана "МИКС" отличается от базовой модели разрезанным верхним ограничителем хода, который получил название акустический зазор, так как клапан "МИКС" имеет меньший шум при работе. Акустический шум, генерируемый клапаном, связан с ударом створок во время закрытия о несущее кольцо клапана и является одним из недостатков клапана, так как вызывает дискомфорт у пациентов после имплантации [8].

В России выпускаются также дисковые клапаны "ЭМИКС" и "ЛИКС". У всех этих клапанов запирающий элемент выполнен из пиролитического углерода, а несущее кольцо – из титана или пиролитического углерода.

Двухстворчатые клапаны, имеющие два запирающих элемента в виде полудисков (створок), выпускаются с конца 70-х годов, как и дисковые. Створки двухстворчатых клапанов крепятся к корпусу клапана и в момент открытия поворачиваются.

Гемодинамические и кардиологические характеристики у пациентов с имплантированными искусственными клапанами сердца определяются функциональными характеристиками клапанов. Одной из таких характеристик является формируемая за клапаном структура кровотока, которая зависит от конструкции клапана. В момент открытия запирающего элемента искусственного клапана образуются зоны для кровотока, размеры которых зависят от расположения, формы запирающего элемента и конструкции ограничителей хода, которые удерживают запирающий элемент.

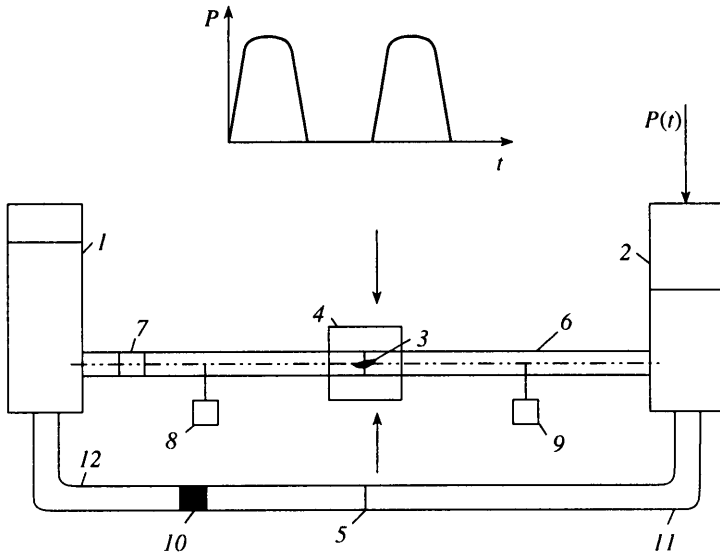
При экспериментальном исследовании гидродинамики искусственных клапанов сердца в условиях модельного физиологического потока необходимо определить такие характеристики течения за клапаном, как наличие и размер застойных зон, положение точек и линий отрыва, области смешения между основным и рециркуляционным потоками [1–5]. Эти результаты важны для сравнительного анализа различных искусственных клапанов сердца и при проведении доплер-эхокардиографии имплантированного клапана у пациента [1].

Не меньшее значение имеют гидродинамические характеристики клапанов в проблеме создания и применения искусственного желудочка сердца и искусственного сердца, так как качество искусственного сердца как насоса и безопасность его клинического применения во многом обусловлены конструкцией и технологией изготовления искусственных клапанов, установленных на входе и выходе из искусственного сердца [7].

**1. Метод исследования и экспериментальная установка.** Метод фотохромной визуализации был выбран для исследования гидродинамики искусственных клапанов сердца, так как он обладает явными преимуществами перед другими методами исследования гидродинамических течений за клапаном [2–5]. При исследовании гидродинамики искусственных клапанов этим методом большое значение имеет выбор среды, моделирующей кровь и приготовленной на основе жидкой фотохромной композиции. Основной модельный фотохромный раствор имел кинематическую вязкость  $0.1 \text{ см}^2/\text{с}$  и следующий состав: глицерин – 59.6%, дистиллированная вода – 35.4%, фотохромное вещество – 0.002%, соль – 0.74%, поверхностно-активное вещество – 0.57%, кровезаменитель (полиглюкин) – 3.688%.

Использование фотохромного раствора высокой вязкости позволяло получать на гидродинамическом стенде ламинарный поток на входе в клапан. За клапаном возмущение потока определялось особенностью этого клапана. Степень турбулизации потока за клапаном зависела от его конструктивных параметров, таких как форма и угол открытия запирающего элемента, а также от площади эффективного проходного отверстия (общая площадь проходного отверстия для кровотока в момент полного открытия клапана) и расположения ограничителей хода.

Для исследования гидродинамики искусственных клапанов сердца был разработан гидродинамический стенд, который позволял создавать физиологический поток через клапан (фиг. 1). В состав стенда входили следующие элементы: 1, 2 – напорные емкости для модельной фотохромной среды; 3 – исследуемый клапан; 4 – прямоугольная емкость с дистиллированной водой; 5 – обратный клапан; 6 – труба из оргстекла; 7 – датчик расходомера; 8, 9 – датчики давления; 10 – регулировочный вентиль; 11, 12 – эластичные соединительные трубы. Изменяя частоту и величину давления воздуха от пневмостанции, можно было менять в системе параметры течения модельного фотохромного раствора через исследуемый клапан. График изменения давления воздуха от пневмостанции показан на фиг. 1. Когда воздух поступал в емкость 2 от пневмостанции, раствор через клапан 5 перетекал в емкость 1. В емкости 1 увеличивался уровень жидкости, клапан 5 закрывался, и жидкость протекала через исследуемый клапан. Кривая расхода на таком стенде близка к физиологической.



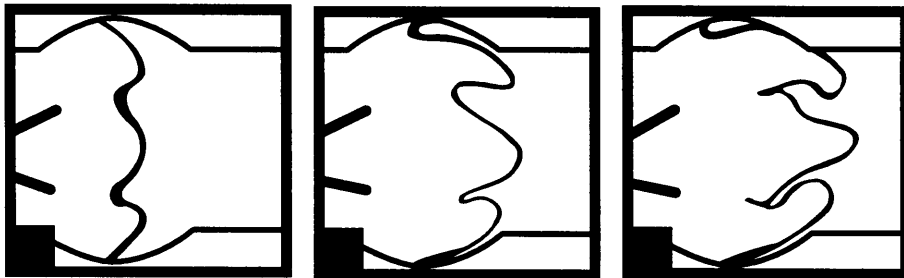
Фиг. 1. Схема гидродинамического стенда для исследования гидродинамики искусственных клапанов сердца

Реализация метода фотохромной визуализации требует высокого уровня инициирующего лазерного излучения, поэтому была разработана и создана установка с твердотельными лазерами на рубине, подробное описание которой приведено в [3]. Иницирующее лазерное излучение создавало в потоке жидкости цветные метки клиновидной формы. Движение меток в потоке регистрировалось скоростной кинокамерой. На фиг. 2 представлены типовые фотографии движения цветовой метки в потоке за двухстворчатым искусственным клапаном сердца "ST. JUDE". Приведенные фотографии введены через сканер в компьютер, и увеличен контраст цветовой метки, в действительности цвет метки малиновый.

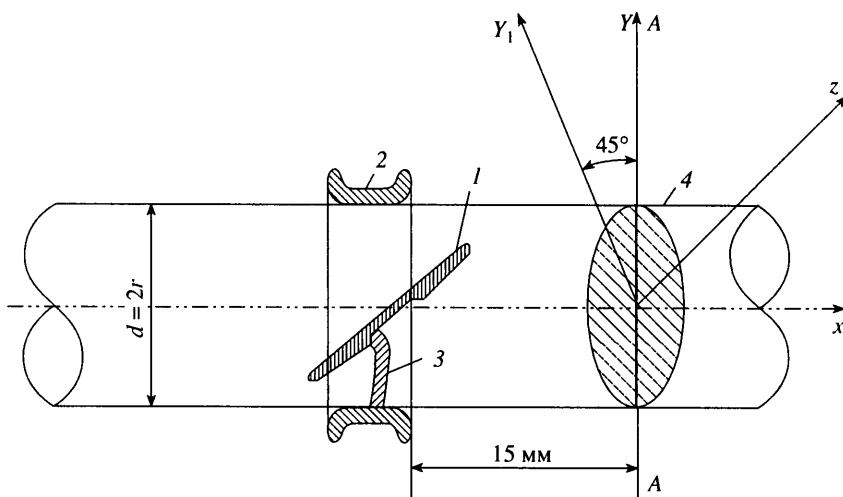
Исследуемый клапан устанавливался в трубе из оргстекла. На различном удалении от клапана создавались линейные цветные метки, движение которых регистрировалось скоростной кинокамерой со скоростью около 100 кадров в секунду. Все исследования проводились при следующих параметрах модельного физиологического потока: объемный расход – 70 мл/с, частота – 60 ударов в минуту, длительность систолы – 400 мс, длительность диастолы – 600 мс.

Кривая расхода была разбита на участки, исследования проводились в интервале каждого участка для получения полной картины течения, поскольку каждая стадия работы клапана характеризуется своей структурой потока.

**2. Результаты исследований. Дисковые клапаны.** Исследуемый дисковый клапан "МИКС" с акустическим зазором устанавливался в круглой трубе из оргстекла, как показано на фиг. 3. На удалении 15 мм от несущего кольца клапана находилось сечение А-А, в котором создавалась линейная цветная метка, и далее ее движение в потоке регистрировалось скоростной кинокамерой. Исследования проводились в различных плоскостях относительно несущего кольца. На фиг. 3 показаны плоскости, в которых проводились исследования ( $Y-X$ ,  $Y_1-X$ ,  $Z-X$ ). Течение потока через искусственные клапаны сердца пульсирующее: в течение одного цикла клапан открывается и закрывается. В процессе одного цикла можно выделить несколько стадий: 1 – клапан начинает открываться; 2 – ускорение потока через клапан, створки полностью открыты; 3 – замедление потока через клапан и закрытие клапана. При этом для каждого положения запирающего элемента характерна своя структура потока за клапаном.



Фиг. 2. Типовые фотографии визуализации течения за искусственным клапаном сердца "ST. JUDE" методом фотохромной визуализации

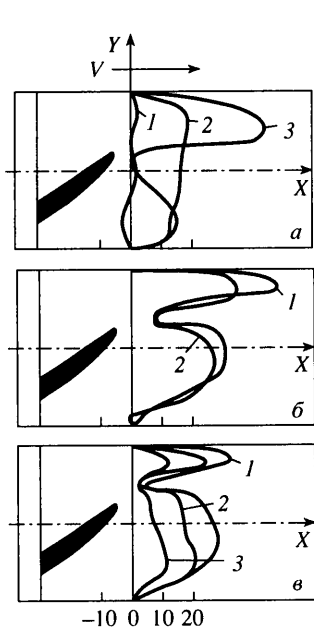


Фиг. 3. Схема трубы с дисковым клапаном "МИКС"

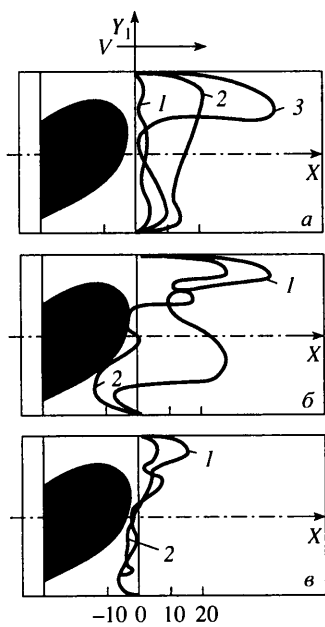
Каждая стадия работы клапана имеет свои особенности, определяемые его конструктивными элементами. Например, когда клапан начинает открываться (в аортальной позиции), давление в желудочке мало, и поэтому скорость потока через клапан тоже мала. Для этой стадии важно, чтобы области циркуляционных течений и застойные зоны, образованные после закрытия клапана, уносились основным потоком.

При имплантации клапана в аортальную позицию кровотоком после клапана попадает в зону синусов Вальсальвы. При этом синусы Вальсальвы должны хорошо омываться потоком, чтобы там не образовывались застойные зоны. Образование застойных зон за клапаном, которые остаются от цикла к циклу, приводит к образованию тромбов.

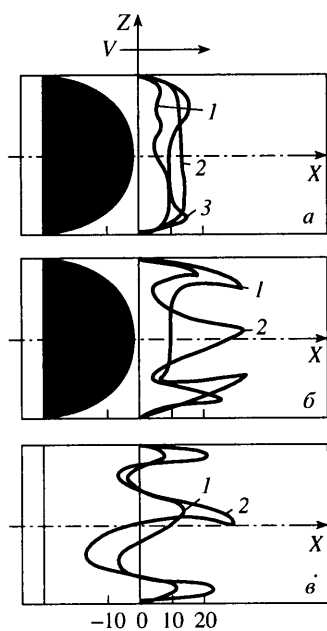
На фиг. 4–6 представлены профили скорости за клапаном в различных сечениях и для разных стадий работы клапана. На фиг. 4 показаны профили скорости в плоскости  $Y-X$ . Фиг. 4,  $a$  (кривая 1) показывает структуру течения, которое сформировалось после закрытия клапана. Структура потока за клапаном имеет вид слабого циркуляционного течения по часовой стрелке. При  $t = 62.5$  мс (фиг. 4а, кривая 2) профиль скорости плоский во всем сечении – это стадия открытия клапана, которая заканчивается полным открытием запирающего элемента. Далее начинается стадия ускорения потока через клапан. При  $t = 112$  мс (фиг. 4,  $a$ , кривая 3) происходит пере-



Фиг. 4



Фиг. 5



Фиг. 6

Фиг. 4. Профили скорости за искусственным клапаном сердца "МИКС" в плоскости  $Y-X$ :  
 а - 1 - 0, 2 - 62.5 мс, 3 - 112 мс; б - 1 - 162 мс, 2 - 262 мс; в - 1 - 362 мс, 2 - 462 мс, 3 - 562 мс

Фиг. 5. Профили скорости за искусственным клапаном сердца "МИКС" в плоскости  $Y_1-X$ :  
 а - 1 - 0, 2 - 62.5 мс, 3 - 112 мс; б - 1 - 162 мс, 2 - 362 мс; в - 1 - 462 мс, 2 - 562 мс

Фиг. 6. Профили скорости за искусственным клапаном сердца "МИКС" в плоскости  $Z-X$ :  
 а - 1 - 0, 2 - 62.5 мс, 3 - 112 мс; б - 1 - 162 мс, 2 - 262 мс

стройка профиля. Над запирающим элементом формируется область струйного течения, вблизи вершины диска наблюдается небольшая застойная зона. Под диском формируется зона струйного течения, но пиковая скорость значительно меньше, чем в области струйного течения над диском.

Далее происходит увеличение расхода через клапан, пиковые скорости в областях струйного течения возрастают. Если при  $t = 162$  мс пиковая скорость в области под диском составляет 63% от пиковой скорости над диском, то при  $t = 262$  мс максимальные скорости в областях струйного течения приближаются по величине. Затем начинается замедление потока: на фиг. 4, *в* можно видеть, что пиковые скорости в областях струйного течения при  $t = 362$  мс практически одинаковы, но если область струйного течения под диском расширяется, то над диском происходит сужение области течения. Далее скорости падают, профиль перестраивается, под диском образуется зона обратного потока и клапан закрывается.

Результаты исследования течения в плоскости  $Y_1-X$  представлены на фиг. 5. В стадии, когда клапан начинает открываться (фиг. 5, *а*, кривая 1) поток за клапаном движется с небольшими скоростями по всему сечению. При  $t = 62.5$  мс профиль скорости несимметричный и имеет два пика скорости. Максимальная скорость в верхней части сечения располагается недалеко от стенки трубы. Далее при  $t = 112$  мс (фиг. 5, *а*, кривая 3) происходит перестройка профиля, в верхней части сечения образуется область струйного течения, а в кормовой части диска – небольшая застойная зона.

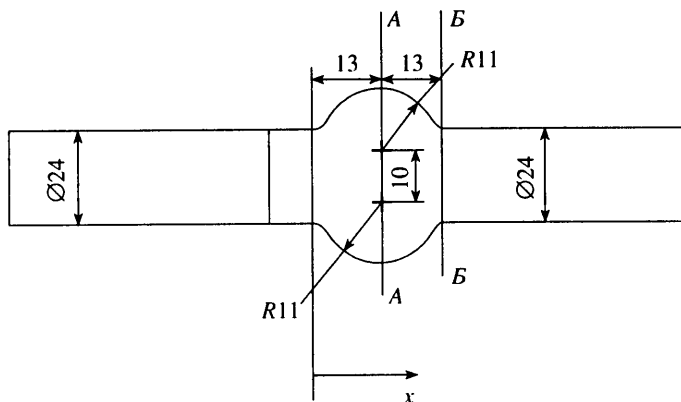
В нижней части сечения течение слабое, пиковая скорость смещена к стенке трубы. При  $t = 162$  мс в области струйного течения над диском пиковая скорость достигает максимального значения. Появляется вторая область струйного течения с максимальной скоростью, расположенной ниже оси симметрии трубы на расстоянии  $0.18 d$ , где  $d$  – диаметр трубы. Под диском образуется зона струйного течения, направленная против основного потока. При  $t = 362$  мс профиль скорости становится неустойчивым, пиковые скорости падают. В нижней части трубы образуется зона обратного потока. Далее скорости уменьшаются во всем сечении (фиг. 5, *б*), зона обратного потока увеличивается и клапан закрывается.

Результаты исследования в плоскости  $Z-X$  представлены на фиг. 6. В стадии открытия клапана при  $t = 0-62.5$  мс профиль скорости близок к пологому и движение наблюдается по всему сечению. При  $t = 112$  мс профиль начинает перестраиваться, у стенок трубы образуются зоны струйного течения, а в центральной части потока происходит замедление. При  $t = 162$  мс в областях струйного течения пиковые скорости достигают максимального значения. Между зонами струйного течения образуется застойная зона на ширине  $0.4d$ . Далее при  $t = 262$  мс в центральной части сечения образуется зона струйного течения с максимальной скоростью, расположенной практически на оси симметрии трубы. Максимальные скорости в областях струйного течения в периферийных областях уменьшаются. В заключительной стадии (фиг. 6, *в*), зоны обратного потока увеличиваются, клапан закрывается.

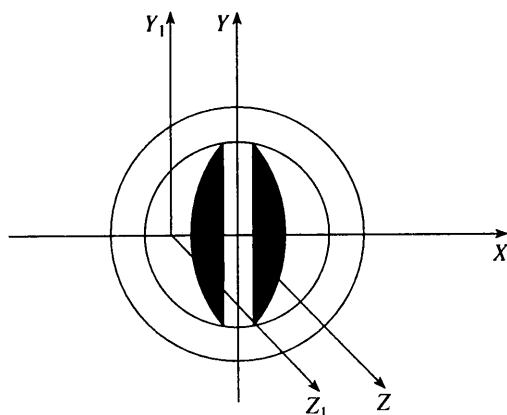
*Двухстворчатые клапаны.* Для исследований был выбран двухстворчатый клапан "ST. JUDE" (USA), который широко используется в клинической практике. Главное отличие двухстворчатого клапана от дискового состоит в том, что у него имеется пространство между лепестками, где формируется центральный поток. Исследуемый клапан устанавливался в трубу из оргстекла, как показано на фиг. 7. На выходе из клапана моделировался синус Вальсальвы. Приведенные ниже результаты соответствуют работе клапана в аортальной позиции.

Относительно системы координат, показанной на фиг. 8, в различных сечениях исследовались особенности течения. Из фиг. 8 можно видеть, что в момент полного открытия образуются три зоны для кровотока: между лепестками – центральная зона и две периферийные зоны – между стенками трубы и лепестками.

Были выделены следующие стадии функционирования клапана: 1 – лепестки начинают открываться,  $t = 0-100$  мс; 2 – лепестки полностью открыты, поток через клапан ускоряется,  $t = 100-500$  мс; 3 – лепестки начинают закрываться, поток через клапан уменьшается и заканчивается стадия смыканием лепестков,  $t = 600-900$  мс.



Фиг. 7. Схема трубы для исследования клапана в аортальной позиции

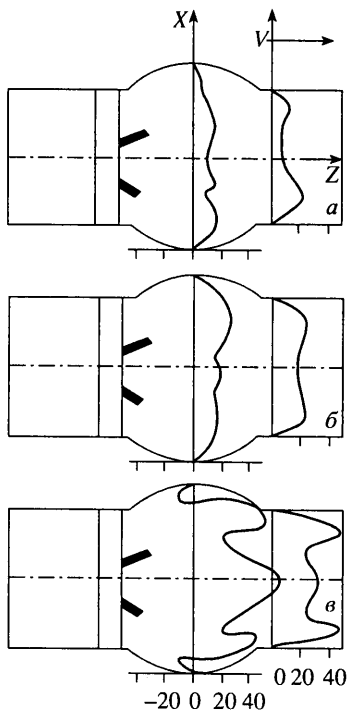


Фиг. 8. Сечение клапана "ST. JUDE" в момент полного открытия

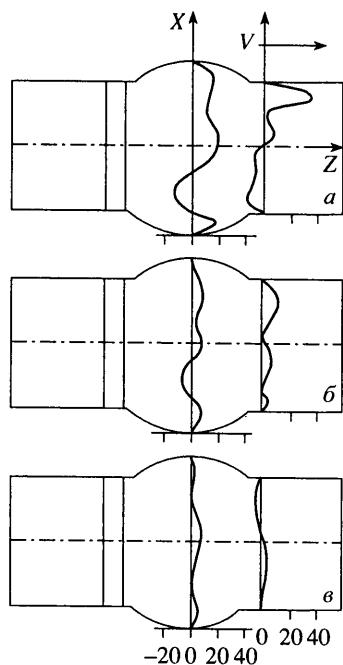
Профили скорости, характерные для второй стадии рабочего цикла, представлены на фиг. 9. В плоскости  $X-Z$  можно видеть формирование трех областей струйного течения, пиковые скорости еще невелики. Скорость в областях струйного течения увеличивается, идет стадия ускорения потока через клапан и при  $t = 300$  мс пиковая скорость между лепестками становится выше, чем в периферийных областях. Над верхним лепестком, в области синуса, формируется циркуляционное течение против часовой стрелки. Поскольку нижний лепесток провисает, потому что через клапан идет горизонтальный поток, профили несимметричны.

При  $t = 300$  и  $400$  мс на выходе из области синуса пиковые скорости в зонах струйных течений в периферийных областях становятся выше, чем в области центральной струи. Снижение максимальной скорости в центральной струе связано с тем, что на границах между зонами струйных течений формируются зоны циркуляции, которые тормозят центральную струю. При  $t = 500$  мс профиль скорости в плоскости  $X-Z$  становится неустойчивым, напор потока после достижения максимальных пиковых скоростей падает, начинается стадия замедления потока. При  $t = 600$  мс область замкнутой циркуляции в синусе над верхним лепестком увеличивается, на выходе из синуса профиль скорости имеет четыре пика.

Профили скорости для 3-й стадии представлены на фиг. 10. Под нижним лепестком формируется обратный поток. При  $t = 700$  мс лепестки полностью закрыты, за кла-



Фиг. 9



Фиг. 10

Фиг. 9. Профили скорости за искусственным клапаном сердца "ST. JUDE" в плоскости  $X-Z$ : а – 100 мс, б – 200 мс, в – 300 мс

Фиг. 10. То же, что и на фиг. 9: а – 700 мс; б – 800 мс, в – 900 мс

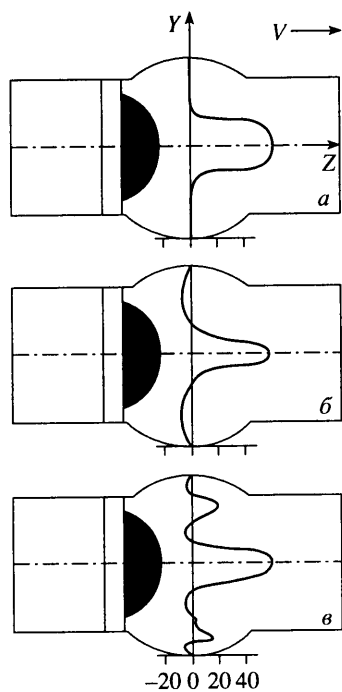
паном наблюдаются две зоны циркуляционного течения: под нижним лепестком – против часовой стрелки, а над верхним – по часовой стрелке. Весь рабочий цикл изменения структуры течения за клапаном показан в плоскости  $X-Z$ .

Зона струйного течения между лепестками в плоскости  $Y-Z$  была исследована с помощью цветовой метки для стадии ускорения потока через клапан при  $t = 300, 400$  и  $500$  мс. На фиг. 11 представлены профили скорости между лепестками в плоскости  $Y-Z$ . Ширина струи при  $t = 300$  мс по направлению оси  $Y$  составляет  $0.4d$ , остальное занимает застойная зона. При  $t = 400$  мс происходит сужение струи до  $0.3d$  и появляется зона ретроградного потока. Далее происходит ускорение потока, пиковая скорость в струе достигает максимального значения, струю в периферийных областях поджимают образовавшиеся зоны циркуляции.

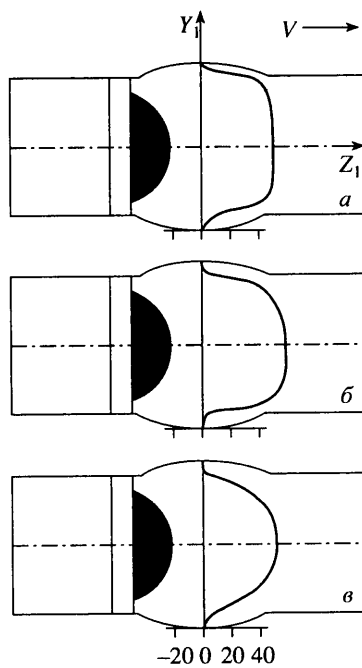
Исследования в плоскости  $Y_1-Z_1$  дают представление о структуре течения под и над лепестками в периферийной области. На фиг. 12 представлены профили скорости в плоскости  $Y_1-Z_1$  при  $t = 300, 400$  и  $500$  мс. Профили скорости по форме близки к параболам и занимают все сечение. Течение основного кровотока после имплантации происходит в основном в этих областях.

**Заключение.** За современными искусственными клапанами сердца формируется сложное пространственное нестационарное течение. Для дискового клапана "МИКС" течение происходит в виде двух струй над диском и под диском. В кормовой части диска образуется небольшая застойная зона, которая существует короткое время





Фиг. 11



Фиг. 12

Фиг. 11. Профили скорости за искусственным клапаном сердца "ST. JUDE" в плоскости  $Y-Z$ : а – 300 мс, б – 400 мс, в – 500 мс

Фиг. 12. Профили скорости за искусственным клапаном сердца "ST. JUDE" в плоскости  $Y_1-Z_1$ : а – 300 мс, б – 400 мс, в – 500 мс

и уносится основным потоком. В плоскости, параллельной оси поворота диска и проходящей через ось симметрии несущего кольца клапана, в момент максимального потока через клапан течение происходит в виде трех струй. На оси симметрии трубки формируются область центральной струи и две области струйного течения у стенок трубки.

В двухстворчатом клапане "ST. JUDE" течение происходит в виде трех струй. Центральный поток происходит между лепестками в виде струи. Основной поток через клапан "ST. JUDE" происходит в периферийных областях, а центральный поток составляет 30% от основного. Для дискового и двухстворчатого клапанов характерно, что структура течения, формируемая за клапанами после закрытия, полностью сносится набегающим потоком в стадии открытия потока.

Структура течения за искусственным клапаном зависит от конструктивных особенностей клапана. Для каждого момента рабочего цикла клапана характерна своя структура потока. При проведении доплер-эхокардиографических исследований имплантированных клапанов следует учитывать результаты гидродинамических исследований, полученных методом фотохромной визуализации.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 Алехин М.Н., Седов В.П. Допплер-эхокардиография. М.: Информатик, 1996. 78 с.
- 2 Рязанцев Ю.С., Юречко В.Н. К исследованию гидродинамики искусственных клапанов сердца // Изв. АН СССР. МЖГ. 1986. № 4. С. 179–183.

3. Вильданов Л.М., Етонов М.П., Юречко В.Н. Исследование гидродинамических характеристик искусственных клапанов сердца методом фотохромной визуализации // Мед. техника. 1998. № 1. С. 10–20.
4. Вильданов Л.М., Етонов М.П., Юречко В.Н. Экспериментальное исследование гидродинамики искусственных клапанов сердца // Мед. техника. 1998. № 2. С. 11–18.
5. Кайдаш А.Н., Иофис Н.А., Хурцилава С.Г. и др. Причины и профилактика заклинивания протеза клапанов сердца "ЭМИКС" // Грудная хирургия. 1986. № 1. С. 15–18.
6. Кнышов Г.В., Бендет Я.А. Приобретенные пороки сердца. Киев: Ин-т сердечно-сосудистой хирургии АМН Украины, 1997. 280 с.
7. Шумаков В.И., Зимин Н.К., Иткин Г.П., Осадчий Л.И. Искусственное сердце. Л.: Наука, 1988. 202 с.
8. Юречко В.Н., Чурсин А.С., Юречко Р.В. и др. Экспериментальное исследование акустического шума искусственных клапанов сердца // Мед. техника. 2000. № 1. С. 5–12.
9. Farahifar D., Bodard H., Cassot F., Pelissier R. Velocity field of Bjork–Shiley valve prosthesis: influence of the disc orientation // Cardiovasc. Rev. 1987. V. 21. № 2. P. 90–98.

Москва

Поступила в редакцию  
13.II.2001