

УДК 532.517

СТРУЙНОЕ ТЕЧЕНИЕ И ШУМ ОТКРЫТОГО МЕХАНИЧЕСКОГО ДВУСТВОРЧАТОГО СЕРДЕЧНОГО КЛАПАНА*

В. А. Воскобойник^{1†}, А. А. Воскобойник¹, А. В. Воскобойник¹, Ф. Лукерини²,
А. Редаелли², Л. Н. Терещенко¹, Б. Фиоре²

¹Институт гидромеханики НАН Украины
ул. Желябова, 8/4, 03057, Киев, Украина

[†]E-mail: vlad.vsk@gmail.com

²Миланский политехнический институт
ул. Голджи, 39, 20133, Милан, Италия

Получено 04.11.2016

Представлены результаты экспериментальных исследований гидродинамического шума, генерируемого струйным течением через механический двустворчатый протез митрального клапана итальянской компании Sorin Group. Физическое моделирование проведено в лабораторных условиях на модели камеры левого предсердия и камеры левого желудочка сердца. Обнаружено, что наибольшая интенсивность гидродинамического шума и его спектральных составляющих наблюдается вблизи центральной струи двустворчатого митрального клапана. Установлено, что мелко-масштабные вихревые структуры, которые отрываются от его лепестков и генерируют пульсации давления в диапазоне частот (20...70) Гц, вырождаются, начиная с расстояния $2.5d$ вниз по течению. При увеличении расхода воды в ближнем следе митрального клапана наблюдается повышение спектральных уровней пульсаций давления в диапазоне частот (60...80) Гц.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: струйное течение, гидродинамический шум, митральный клапан, пульсации давления, спектральная плотность мощности

*Работа выполнена при поддержке по грантам: EUMLS (EU-Ukrainian Mathematicians for Life Sciences) — grant agreement PIRSES-GA-2011-295164-EUMLS — under the IRSES (Marie Curie International Research Staff Exchange Scheme) rules within the PEOPLE part of the EU 7th Framework Program и AMMODIT (Approximation Methods for Molecular Modelling and Diagnosis Tools) — project reference: 645672, funded under: H2020-EU.1.3.3 — under the MSCA-RISE-2014 (Marie Skłodowska-Curie Research and Innovation Staff) of Program Horizon 2020.

1. ВВЕДЕНИЕ

Сердце это своеобразный мышечный насос, который работает по принципу всасывание-выталкивание крови. У человека оно перекачивает в среднем около пяти-шести литров крови в минуту, при этом расход под воздействием нагрузок на организм увеличивается. Сердце вместе с сосудами образует сердечно-сосудистую систему, имеющую два круга кровообращения (большой и малый). Внутри сердце разделено перегородками на четыре камеры (Рис. 1): два желудочка (1 и 2) и два предсердия (3 и 4) (левые и правые). Между ними располагаются четыре клапана: митральный (5), трикуспидальный или трехлепестковый (6), аортальный (7) и пульмональный или лёгочный (8). Клапаны в нужный момент открываются и закрываются, формируя направленное движение крови, и препятствуют регургитации, то есть обратному течению крови.

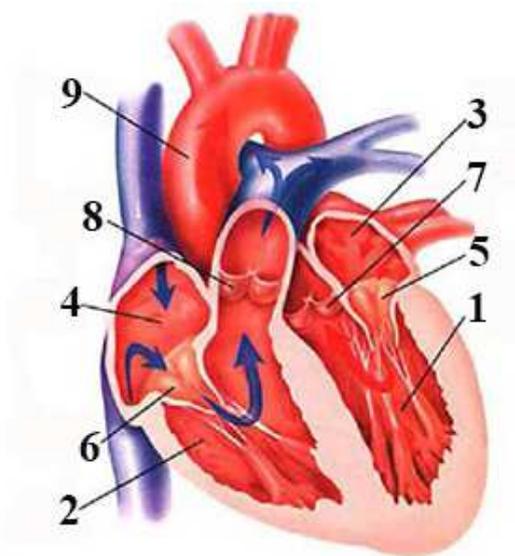


Рис. 1. Схема строения сердца:

- 1 — левый желудочек, 2 — правый желудочек,
- 3 — левое предсердие, 4 — правое предсердие,
- 5 — митральный клапан, 6 — трикуспидальный клапан,
- 7 — аортальный клапан,
- 8 — пульмональный клапан,
- 9 — аорта

артериям большого и малого диаметров, а далее по артериолам к капиллярам, отдавая тканям кислород и другие необходимые организму питательные вещества и забирая углекислый газ и отработанные продукты обмена веществ. При этом кровь из артериальной становится венозной и направляется назад к сердцу через большой круг кровообращения в правое предсердие сначала по венам, далее по мелким венам и крупным венозным стволам. В диастолу левого желудочка аортальный клапан закрывается.

Между правыми предсердием и желудочком находится трикуспидальный клапан, состоящий из трех створок. Его работа идентична той, которую выполняет митральный клапан, находящийся между левыми предсердием и желудочком. Когда правый желудочек наполняется кровью, то его мышца сокращается и под давлением крови трикуспидальный клапан закрывается, препятствуя регургитации крови в предсердие.

Митральный клапан располагается между левым предсердием и левым желудочком и состоит из двух створок (передней, большего размера, и задней), которые открываются в полость левого желудочка. Створки клапана соединяются с папиллярными мышцами желудочка сухожильными хордами. Во время диастолы клапан открыт и кровь поступает из левого предсердия через атриовентрикулярное отверстие в левый желудочек. При сокращении левого желудочка, во время систолы, клапан закрывается, предотвращая обратное течение крови в предсердие, и кровь выталкивается через аортальный клапан в аорту (9) и далее в сосуды большого круга кровообращения.

В устье основной артерии человека (аорте) находится аортальный клапан, состоящий из трех полулунных створок, который в систолу открывается, пропуская кровь в аорту. Затем кровь движется по

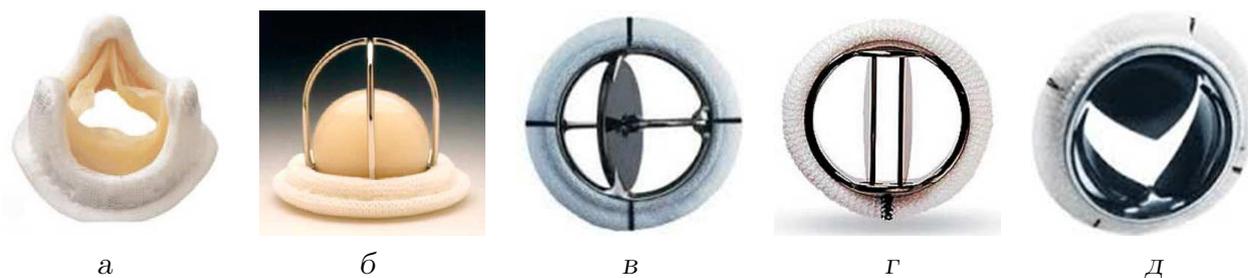


Рис. 2. Конструкции сердечных клапанов:
 а — биопротезный компании Medtronic Mosaic, б — шаровой компании Starr-Edwards,
 в — дисковый компании Medtronic Hall, г — двухлепестковый компании St. Jude,
 д — трехлепестковый компании Triflo Medical

В этот момент (систола) открывается пульмональный клапан, находящийся между правым желудочком и легочным стволом, и кровь устремляется по малому кругу кровообращения в лёгочные артерии, где обогащается кислородом в легких.

Сердечные клапаны состоят из тонких, гибких лепестков, которые открываются и закрываются, формируя импульсный кровяной поток. Когда лепестки сердечных клапанов повреждаются, то нередко их заменяют протезами. Сотни тысяч таких устройств ежегодно имплантируются пациентам [1]. Среди них выделяются биопротезные сердечные клапаны, представляющие собой гибкие лепестки из мягких тканей животного происхождения, которые имитируют структуру родных клапанов человека [2, 3]. Такие протезы не вызывают нарушения структуры крови, что наблюдается во время использования относительно жестких лепестков в механических сердечных клапанах. Однако биопротезы имеют значительно меньший срок эксплуатации, не более 10–15 лет [4, 5].

В США проводятся более 80 тысяч операций по пересадке сердечных клапанов ежегодно, а в мире более 300 тысяч таких операций [6, 7]. Многие механизмы, составляющие основу патофизиологии и прогресса заболеваний сердца, еще полностью не изучены, создавая трудности в развитии медицинской терапии. В связи с этим наиболее эффективным лечением патологии пораженных клапанов является хирургическое вмешательство. Сейчас для пересадки сердечных клапанов используются три вида протезов [8], а именно, механический, биопротезный и гомотрансплантантный клапаны. Такие клапаны производятся рядом фирм и компаний, среди которых можно отметить Edwards Lifesciences, Medtronic, St. Jude Medical, Sorin Group, Boston Scientific, Triflo Medical и другие. Однако каждый из видов протезов имеет свои преимущества и недостатки. Так, механические клапаны подвержены интенсивному образованию тромбов и требуют пожизненного потребления антикоагулянтов, которые уменьшают (но не исключают) риск закупорки клапанов тромбами. В меньшей степени подвержены риску тромбообразования биопротезные сердечные клапаны (Рис. 2а), но их длительность использования ограничивается минерализацией лепестков и их механической усталостью. Гомотрансплантантные клапаны имеют такие же преимущества и ограничения, как и биопротезные клапаны, но они имеют дополнительную проблему, обусловленную ограниченной гибкостью лепестков [8].

Как известно, механические протезы клапанов сердца прошли длительную эволюцию от шаровых (Рис. 2б), дисковых (Рис. 2в), одно- и двустворчатых (Рис. 2г) до

трехстворчатых (Рис. 2д). Улучшение дизайна и технических характеристик протеза в конечном итоге было направлено на уменьшение активации высокочастотных сдвиговых напряжений, приводящих к активации тромбоцитов и повышающих тромбообразование, а, следовательно, и риск тромбоэмболий. Механические клапаны, впервые нашедшие применение в хирургической практике в 50-х годах прошлого столетия, имеют различную форму, размеры и изготовлены из разных материалов. В основном механические клапаны производятся в виде двухлепестковой конструкции, состоящей из пришиваемого к тканям сердца кольца, поддерживающего два диска (Рис. 2в). Двухлепестковая конструкция заменила однолепестковые клапаны, которые имели один диск (Рис. 2б), поддерживаемый в пришиваемом кольце боковыми или центральными кронштейнами или державками, которые позволяли диску находиться в открытом или закрытом положении. С открытием диска отверстие однолепесткового клапана разделялось на две части разных размеров с различными полями скоростей и направлениями движения крови. В качестве материала диска использовался пиролитический карбон (материал подобный графиту), который обладал большим сопротивлением к тромбообразованию.

В настоящее время наиболее распространенной конструкцией искусственного аортального или митрального клапанов является двустворчатый механизм с двумя полукруговыми дисками, располагающимися внутри кольца, которое пришивается хирургами во время операций на сердце [9]. Диски часто изготавливают из пиролитического карбона поскольку на такой поверхности плохо осаждаются сгустки крови, образуя тромбы. Долговечность механических клапанов является неоспоримым преимуществом по сравнению с биопротезами, поскольку биопротезные клапаны необходимо менять через 10 лет (около 30% пациентов) и через 15 лет (около 50% пациентов) и этот процесс ускоряется у категории молодых людей и беременных пациентов [10].

Конструкции механических протезов клапанов сердца продолжают оставаться предметом анализа, исследований, сопоставлений и поиска новых решений. Причина поиска состоит в том, что механические клапаны обладают одной общей особенностью, наиболее характерной при применении протезов малых размеров (≥ 23 мм), это то, что конструктивные элементы клапанов оказывают сопротивление кровотоку. В связи с этим разработаны новые модели механических клапанов, состоящие из трех лепестков. Одна из последних конструкций механического сердечного клапана представляет собой трехлепестковый пиролитический карбоновый клапан (Рис. 2д), который более точно имитирует гемодинамические свойства натурального клапана, из-за большего размера эффективного отверстия по сравнению с двухлепестковым клапаном [9, 11]. Такая конструкция клапана уменьшает область отрыва потока и обеспечивает более мягкое закрытие лепестков клапана, близкое к натуральному клапану, с минимальным образованием регургитации или возвратного течения и гипертрофии миокарда [12–14]. У таких трехстворчатых клапанов эффективная площадь отверстия превышает на (15...20)% площадь двустворчатых клапанов и открываются они быстрее, чем двустворчатые клапаны, что является средством решения проблемы формы протеза для пациентов с узким аортальным фиброзным кольцом. Три створки открываются и закрываются, подобно створкам биологического клапана, создавая центральный поток крови близкий к ламинарному режиму течения, что существенно уменьшает возможность тромбообразования на протезе.

Транскатетерная пересадка аортального клапана является новой технологией, которая нашла достаточно широкое применение в последние годы [15, 16]. Транскатетерные клапаны рекомендуются, главным образом, пациентам, для которых существует высокий риск проведения операций, поскольку пересадка таких клапанов требует менее инвазивные процедуры с отсутствием общей анестезии. Такие клапаны имплантируются через бедренную артерию, верхушку левого желудочка, подключичную артерию или непосредственно через аорту [6, 15].

Основной сферой биологических и медицинских исследований является поиск методов и средств по уменьшению тромбообразования, которое часто наблюдается в области шарниров, поддерживающих лепестки или диски клапанов, где наблюдаются неустойчивые заторможенные и возвратные течения. Оптимизация конструкции клапана достаточно сложная задача, поскольку области высоких скоростей, а соответственно высоких касательных напряжений приводят к активации тромбоцитов и разрушению эритроцитов, а области малых скоростей вызывают повышенное формирование тромбов. Для ограничения активности тромбоцитов, уменьшения разрушения красных кровяных телец, минимизации тромбообразования и, следовательно, снижения потребности в антикоагуляции используются более гибкие биосовместимые поверхности лепестков клапанов. Идеальный протез должен имитировать и выполнять гемодинамические функции естественного клапана. Наиболее близки к этим требованиям биологические протезы, которые имеют хорошие гемодинамические параметры и высокую тромборезистентность [9, 17].

2. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ И МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЙ

Посредством численного моделирования и экспериментальных исследований проводятся поисковые работы по оптимизации конструкции механических клапанов для улучшения профилей скорости кровеносного потока и минимизации осложнений, связанных с протезированием клапанов. Как уже отмечалось, в областях петель, поддерживающих лепестки клапанов, формируется сложный и неустойчивый поток крови с образованием застойных зон и обратных вихревых низкоскоростных токов, что способствует интенсивному образованию тромбов. Поэтому решению проблемы снижения тромбообразования в этих областях механических клапанов посвящено значительное количество научно-исследовательских и проектно-конструкторских работ. Например, вычислительная гидродинамика широко используется для изучения кинематических и динамических характеристик трехмерного потока крови в верхнем и нижнем течении виртуально имплантированного сердечного клапана [18–20]. Кроме того, численное моделирование позволяет оценить особенности тромбообразования в застойных зонах потока крови через модель клапанов. Это успешно достигается при совместном использовании методов вычислительной гидродинамики и экспериментальных исследований путем изучения влияния различных фаз потока на активность тромбоцитов [21]. При проведении лабораторных или *in vitro* экспериментов широко используются измерители скорости меченых частиц для изучения систолического и диастолического циклов движения крови и особенностей вихревого и струйного течения в окрестности механических клапанов [22–25].

Численное моделирование и экспериментальные исследования за последние два де-

сятелетия используются в качестве мощных инструментов, чтобы понять и предсказать поведение и механику работы естественных клапанов сердца и их протезов в натуральных и патологических условиях. Такие исследования помогают оценить эффективность работы клапанов, их конструкции и результатов хирургических процедур, сделать диагностику здоровой и нарушенной функции сердечных клапанов.

Ткани лепестков натуральных сердечных клапанов имеют много важных биомеханических свойств, среди которых можно отметить их упругое или эластичное состояние под действием нагрузки, вязкую реакцию, демпфирующую вибрации, генерируемые током крови, что позволяет характеризовать лепестки, как вязкоупругие элементы. При этом ткани лепестков натурального клапана считаются почти или полностью несжимаемыми, а вытянутые волокна, соединяющие лепестки клапана с сердечными мышцами, делают их напряженно-деформированное состояние анизотропным [25]. Наряду с этим волнистость соединительных волокон значительно влияет на их напряженно-деформированное состояние [26]. Поэтому моделирование клапанов представляет собой достаточно сложную задачу, в которой необходимо учитывать такие параметры лепестков клапанов, как их псевдоэластичность, несжимаемость, анизотропный и нелинейный характер материала. Под действием нестационарного потока крови достаточно тонкие и гибкие лепестки клапанов совершают интенсивные колебательные движения. Течение неньютоновской жидкости с большими числами Рейнольдса, что особенно характерно для аортальных и пульмональных клапанов, требует при моделировании очень высоко-го пространственно-временного разрешения численных и экспериментальных средств.

Обычно гидродинамические исследования механизма работы сердечных клапанов проводятся в условиях стационарных прямых и обратных течений, а также импульсных потоков, отвечающих кардиологическому циклу. При этом в экспериментах применяются разнообразные методы и средства, в том числе визуализация и инструментальные измерения. Так, наиболее распространенным для получения поля скоростей и направления движения жидкости является измерение скорости меченых частиц (PIV-методы) [22, 27].

Для проведения доклинических исследований новых устройств и конструкций сердечных клапанов их гидродинамические испытания являются важным шагом. Основными показателями эффективности работы клапанов являются трансвальвулярные градиенты давления, напряжения Рейнольдса, время пребывания частиц крови внутри камер сердца, сдвиговые напряжения, которые формируют клапаны сердца и другие. Для этого спроектировано и изготовлено ряд экспериментальных установок, в которых *in vitro* изучались характеристики клапанов и особенностей движения крови в их нижнем и верхнем течениях. Используются прозрачные модели желудочков и предсердий с установкой между ними клапанов, соединенные с импульсными или пульсирующими насосами, имитирующими поток крови. Например, в работе [28] исследовался трансмитральный поток в симуляторе сердца, который состоял из силиконового желудочка, имеющего форму соответствующую форме систолического состояния левого желудочка, который погружали в воду внутри закрытого резервуара из оргстекла, подключенного к пульсирующему насосу. Подобные установки с различными модификациями также использовались в работах [29–33].

Качественная визуализация физиологических потоков с помощью трассирующих или меченых частиц практикуется на протяжении многих лет. Для получения количе-

ственных параметров потока используется термоанемометрия и лазерные доплеровские измерители скорости, которые дают информацию о поле скоростей в определенных точках измерений. Мгновенное или кратковременное распределение скоростей и направлений движения меченых частиц в пространстве получают с помощью измерителей скорости меченых частиц (PIV). Некоторые результаты применения лазерной техники и высокоскоростных видеокамер для исследования гидродинамики искусственных клапанов сердца приведены в работах [22, 34, 35].

В медицинской практике аускультация или выслушивание звуков сердца является одним из важнейших методов первичного исследования пациентов. В ходе таких исследований диагностическое значение имеют как тоны сердца, так и его шумы [36, 37]. Поскольку тоны сердца слышны всегда и только отклонение их характеристик от нормы указывает на патологию, то появление интенсивных шумов сердечнососудистой системы становится сигналом нарушений нормального кровотока. Как показывают исследования [38], в основном шумы сердца указывают на повреждение работы клапанов желудочков. Недостаточность митрального клапана и стеноз аортального клапана вызывают шум в начале систолы, а диастолический шум указывает на недостаточность аортального клапана.

Сердце является самым сильным источником звуков в кровеносной системе, поскольку в нем происходит перемещение стенок желудочков, предсердий и клапанов в течение сокращений сердечной мышцы. Традиционно звуки сердца делят на тоны, которые обусловлены закрытием клапанов, и звучат они как короткие и сильные импульсы, а также шумы в промежутках между тонами, которые имеют меньшую интенсивность и обусловлены пульсирующим струйным и вихревым движением крови. До сих пор сам процесс возникновения, передачи и приема шумов сердца мало изучен и в литературе детально не рассматривался, а признавался самоочевидным [39, 40].

В диагностике для получения сведений о нормальном и патологическом кровообращении широко используется регистрация акустических проявлений сердечной деятельности [41, 42]. Инструментальные методы исследования механической активности сердца различаются типами используемых датчиков, методикой измерений и частотным диапазоном регистрируемых колебаний. В настоящее время распространение получили такие методы, как апекскардиография, кинетокардиография, баллистокардиография, динамокардиография. Наибольшее распространение получила фонокардиография — метод, регистрирующий акустические колебания в звуковом диапазоне [40, 43].

Как уже отмечалось, клапаны сердца представляют собой гибкие мягкие оболочки, которые под действием избыточного давления возвратного потока крови принимают наполненную форму и перекрывают собой поток крови, а под действием прямого потока теряют форму и отжимаются потоком крови к стенкам сосуда или полости желудочка. Искусственные механические клапаны, которые в большинстве случаев используются на практике, изготавливают из относительно жестких материалов различной конструкции с разнообразными шарнирными соединениями. При этом гидродинамика механических клапанов существенно отличается от гидродинамики натуральных клапанов. Например, течение через одностворчатый клапан имеет поперечное сечение в виде искривленного эллипса, а течение через двустворчатый клапан разделяется на три струи. Поэтому детали течения для каждой из конструкций клапанов изучаются экспериментально, главным образом, в лабораторных условиях с использованием средств

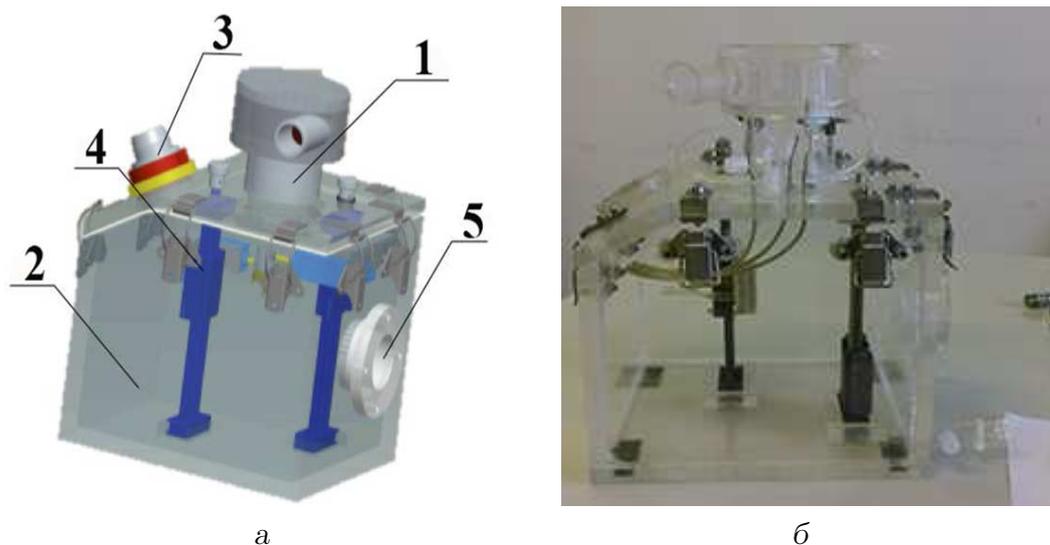


Рис. 3. Схема и фотография модели левого желудочка и предсердия:
 1 — левое предсердие, 2 — левый желудочек, 3 — фланец выходного патрубка,
 4 — координатное приспособление, 5 — заглушка

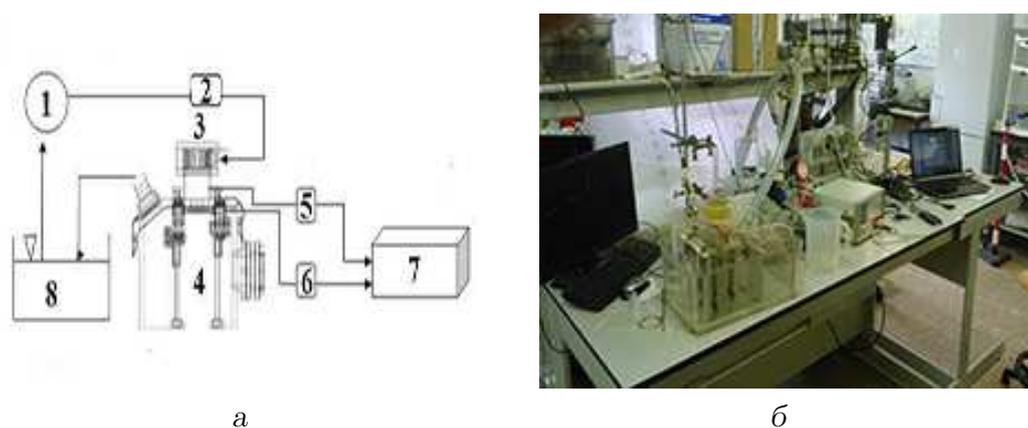


Рис. 4. Схема и фотография экспериментального стенда:
 1 — помпа, 2 — расходомер, 3 — модель предсердия, 4 — модель желудочка, 5 — датчик абсолютного давления, 6 — датчики абсолютного и пульсаций давления, 7 — компьютер, 8 — резервуар с водой

измерений, которые обладают высоким пространственным разрешением и быстродействием [44, 45].

Цель исследований — изучить посредством физического моделирования пространственно-временные характеристики струйного течения через механический двустворчатый митральный клапан и гидродинамический шум, который это течение генерирует.

3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Гидроакустические исследования проводились в лаборатории “ μ Lab” Политехнического института г. Милана. Для измерений был использован экспериментальный стенд [46, 47], основой которого являлась емкость, изготовленная из органического стекла, представляющая собой модель левого предсердия и левого желудочка сердца, куда че-

рез механический протез двухлепесткового митрального клапана с постоянной скоростью или постоянным расходом подавалась вода. Емкость состояла из модели камеры предсердия (1), устройства для крепления искусственного двустворчатого митрального клапана и модели камеры левого желудочка сердца (2), как показано на Рис. 3. Вода внутрь камеры левого желудочка подавалась через входной патрубков, который находился в камере предсердия. Внутри камеры предсердия была установлена решетка и пористый материал, через которые вода поступала на митральный клапан. Эти приспособления использовались для создания более однородного потока, входящего в митральный клапан, и уменьшения возмущений этого потока. Устройство для крепления митрального клапана находилось между камерой предсердия и камерой левого желудочка. На передней стенке экспериментальной емкости находился фланец (3) для крепления выходного патрубка, через который вода вытекала наружу из емкости. Внутри экспериментальной емкости были изготовлены координатные приспособления (4), на которых крепились датчики абсолютного давления и пульсаций давления, а также вспомогательные устройства для закрывания лепестков клапана.

Схема экспериментального стенда и его фотография представлены на Рис. 4. Вода из открытого резервуара (8) подавалась помпой (1) через входной патрубок камеры предсердия (3) внутрь экспериментальной емкости. Из выходного патрубка камеры левого желудочка (4) вода вытекала внутрь открытого резервуара (8). На входном патрубке камеры предсердия устанавливался ультразвуковой датчик расхода воды (2). На стенке камеры предсердия располагался пьезорезистивный датчик абсолютного давления (5), а внутри камеры желудочка находились датчики абсолютного давления и пульсаций давления (6). Электрические сигналы датчиков через предварительные усилители и усилители мощности либо заряда подавались на 16-канальный аналогово-цифровой преобразователь, который соединялся с персональным компьютером (7).

В исследованиях был использован механический двустворчатый митральный клапан Sorin biomedica cardio (25 LFA) (Рис. 5) диаметром 25 мм. Итальянская компания по производству медицинского оборудования Sorin Group (Sorin Biomedica Cardio S.p.A., Saluggia, Italy) изготавливает несколько механических аортальных и митральных клапанов под линией Carbomedics. Эти клапаны, как утверждают в работах [6, 44], обладают наименьшей степенью тромбообразования среди механических клапанов. Клапаны линии Bicarbon имеют наибольший диапазон внутренних диаметров отверстий механических двухлепестковых клапанов от 16 до 31 мм, что позволяет их применять как в детской хирургии, так и для взрослых. Двустворчатый клапан устанавливался в устройство для крепления митрального клапана. Ниже митрального клапана на расстоянии от 25 до 45 мм располагалась группа миниатюрных датчиков давления, которые измеряли статическое и динамическое давление внутри модели камеры левого желудочка сердца.



Рис. 5. Механический двустворчатый протез сердечного клапана компании Sorin Biomedica Cardio

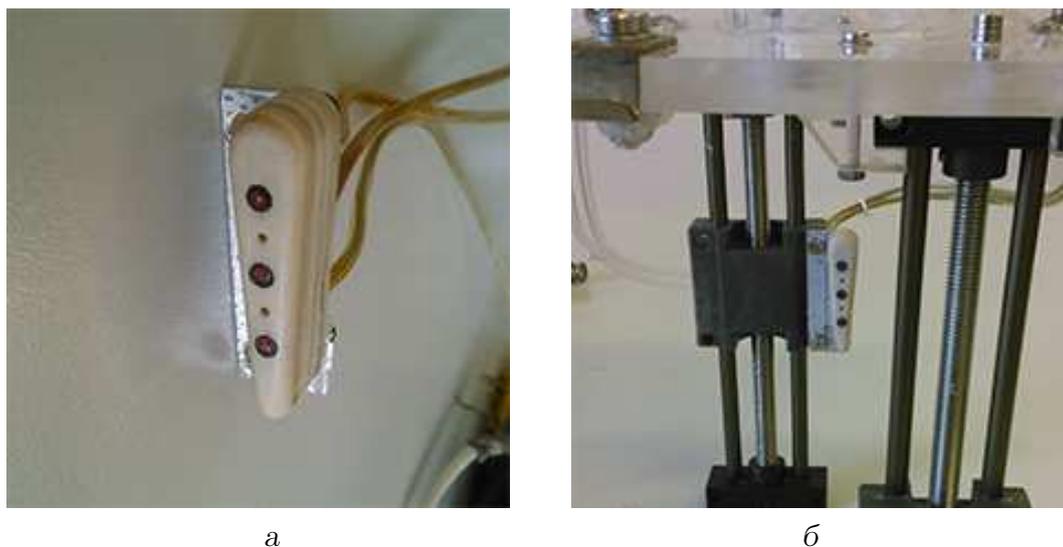


Рис. 6. Расположение группы датчиков абсолютного давления и пульсаций давления внутри обтекаемого корпуса блока датчиков (а) и на координатном приспособлении (б) внутри модели камеры левого желудочка

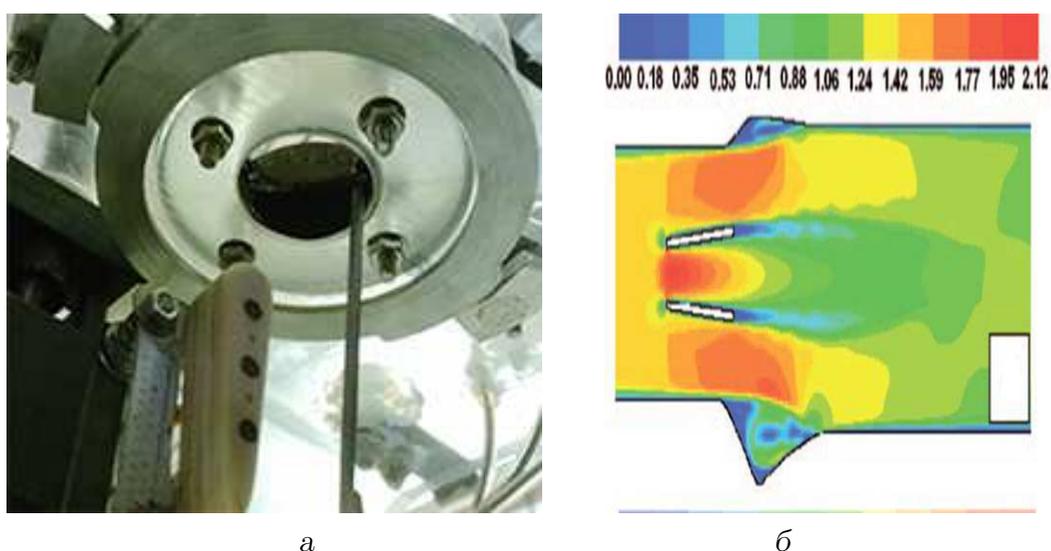


Рис. 7. Расположение блока датчиков давления внутри модели левого желудочка сердца под митральным клапаном (а) и поле скоростей струй [1], истекающих из открытого двустворчатого клапана (б)

Датчики давления устанавливались заподлицо с обтекаемой поверхностью блока датчиков (Рис. 6) и перемещались посредством координатного приспособления вдоль исследуемых струй, которые вытекали из отверстий открытого митрального клапана. Блок датчиков состоял из трех пьезокерамических датчиков пульсаций пристеночного давления и двух пьезорезистивных датчиков абсолютного давления. Датчики пульсаций давления имели диаметр чувствительной поверхности 1.3 мм, а датчики абсолютного давления находились под отверстиями диаметром 1 мм и располагались в блоке между датчиками пульсаций давления, как показано на Рис. 6. Координатное приспособ-

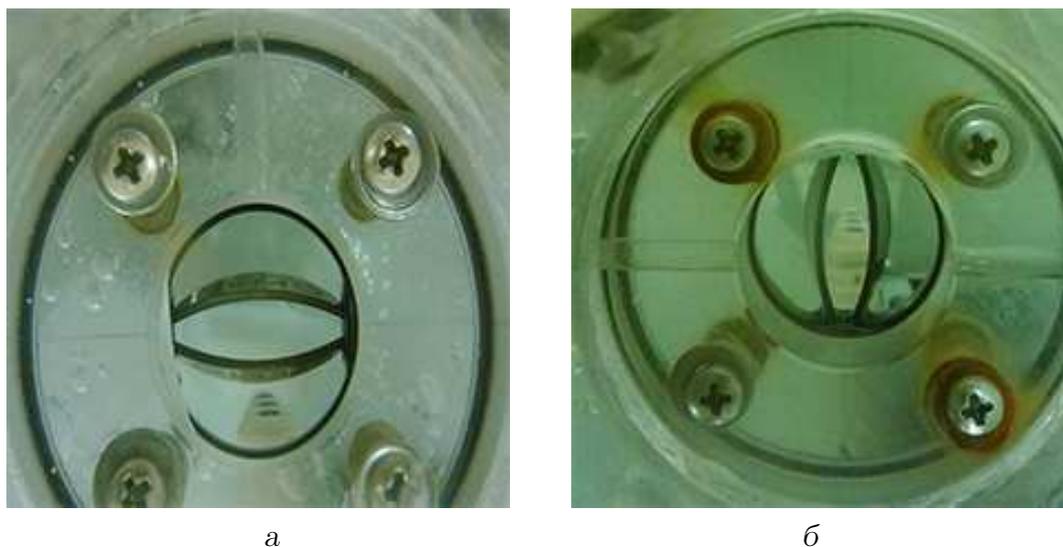


Рис. 8. Расположение блока датчиков давления внутри модели левого желудочка сердца под митральным клапаном вдоль боковой струи (а) и вдоль центральной струи (б)

собление позволяло перемещать блок датчиков в вертикальном положении с шагом $0.25 \cdot 10^{-6}$.

На Рис. 7а показана фотография расположения блока датчиков давления внутри модели камеры левого желудочка под полузакрытым митральным клапаном. Из открытого двустворчатого митрального клапана внутрь камеры левого желудочка вытекало три струи (одна центральная и две боковые), поле скоростей которых было рассчитано в работе [1] и показано на Рис. 7б.

Гидродинамический шум струй, истекающих из открытого двустворчатого митрального клапана, регистрировался группой датчиков давления. Блок датчиков располагался вблизи центральной струи либо боковой струи ниже митрального клапана, как показано на Рис. 8. С помощью координатного приспособления блок датчиков приближался либо отдалялся от клапана вдоль исследуемых струй.

Перед проведением исследований была выполнена виброакустическая диагностика экспериментального стенда и его составных частей. Определены вибрационные, акустические и электромагнитные помехи и проведены мероприятия по их уменьшению или демпфированию. В ходе измерений на поверхности экспериментальной емкости, подводящих патрубках, на помпе и на державке датчиков измерялись вибрации. Для этого использовались пьезокерамические датчики ускорения, которые измеряли вибрации стенда в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Данные вибрационных измерений использовались при обработке результатов исследований для учета вибрационных помех на показания датчиков давления или вибрационной компенсации результатов измерений.

Обработка и анализ экспериментальных результатов проводилась с использованием методов математической статистики и теории вероятности. Статистические моменты первого и второго порядка определялись в ходе обработки результатов согласно рекомендациям, которые представлены в работах [48–51]. Спектральные характеристики поля пульсаций давления и ускорения были получены с использованием быстрого пре-

образования Фурье с весовыми окнами Ханна и Хеннинга.

Погрешность измерений осредненных и интегральных величин не превышала 5% (надежность 95% или 2σ). Погрешность измерений спектральных характеристик пульсаций давления и ускорения составляла не более 2 дБ в диапазоне частот от 0.05 до 500 Гц.

4. РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ

Средние значения давления и среднеквадратичные значения пульсаций давления внутри модели камеры предсердия (кривая 1) и внутри модели камеры левого желудочка (кривые 2 и 3) показаны на Рис. 9. Здесь кривая 2 измерена вблизи боковой струи, а кривая 3 вблизи центральной струи на удалении $d = 25$ мм ниже открытого двустворчатого митрального клапана. С увеличением расхода воды средние и пульсационные давления в обеих камерах возрастают. Наряду с этим темп роста среднего давления внутри камеры предсердия превышает темп роста среднего давления в камере желудочка. Вблизи боковой струи давление на (10...20)% выше, чем вблизи центральной струи. Наибольшая интенсивность пульсаций давления наблюдается вблизи центральной струи внутри модели камеры левого желудочка.

Спектральные плотности мощности пульсаций давления внутри модели камеры предсердия относительно давления $2 \cdot 10^{-5}$ Па показаны на Рис. 10. Частотные спектры пульсаций давления измерены для различных расходов воды. Кривая 1 измерена для расхода 5 л/мин, кривая 2 — 10 л/мин, кривая 3 — 15 л/мин и кривая 4 — 20 л/мин. Уровни пульсаций давления внутри модели камеры предсердия с увеличением расхода воды увеличиваются. В области низких частот (3...5) Гц наблюдаются максимумы спектральных составляющих пульсаций давления, которые обусловлены особенностями вихревого течения внутри предсердия.

Спектральные плотности мощности пульсаций давления вблизи боковой и центральной струи на удалении d ниже открытого митрального клапана для различных расходов воды показаны на Рис. 11. Кривая 1 измерена для расхода 5 л/мин, кривая 2 — 10 л/мин, кривая 3 — 15 л/мин и кривая 4 — 20 л/мин. На этом же рисунке для сопоставления показаны спектры пульсаций давления внутри модели камеры предсердия для $Q = 5$ л/мин (кривая 5). Обнаружено, что с увеличением расхода воды уровни спектров пульсаций давления увеличиваются и спектры расширяются в область высоких частот. Вблизи центральной струи (Рис. 11б) спектральные плотности мощности пульсаций давления выше, чем вблизи боковой струи (Рис. 11а), особенно в области частот (10...100) Гц для наименьшего расхода воды.

С удалением от митрального клапана спектральные плотности мощности пульсаций давления вблизи исследуемых струй уменьшаются, что проиллюстрировано на Рис. 12. Кривая 1 измерена вдоль боковой струи для расхода воды 20 л/мин ниже по течению от открытого митрального клапана на удалении $x/d=1$, кривая 2 измерена на удалении $x/d = 1.1$, кривая 3 — $x/d = 1.2$, кривая 4 — $x/d = 1.4$, кривая 5 — $x/d = 1.5$, кривая 6 — $x/d = 1.6$, кривая 7 — $x/d = 1.8$, кривая 8 — $x/d = 2$, кривая 9 — $x/d = 2.2$, кривая 10 — $x/d = 2.5$ и кривая 11 — $x/d = 3.5$. Когда датчик пульсаций давления находится на расстоянии более $2.5d$ ниже открытого митрального клапана, то наблюдается значительное уменьшение спектральных уровней пульсаций давления в диапазоне

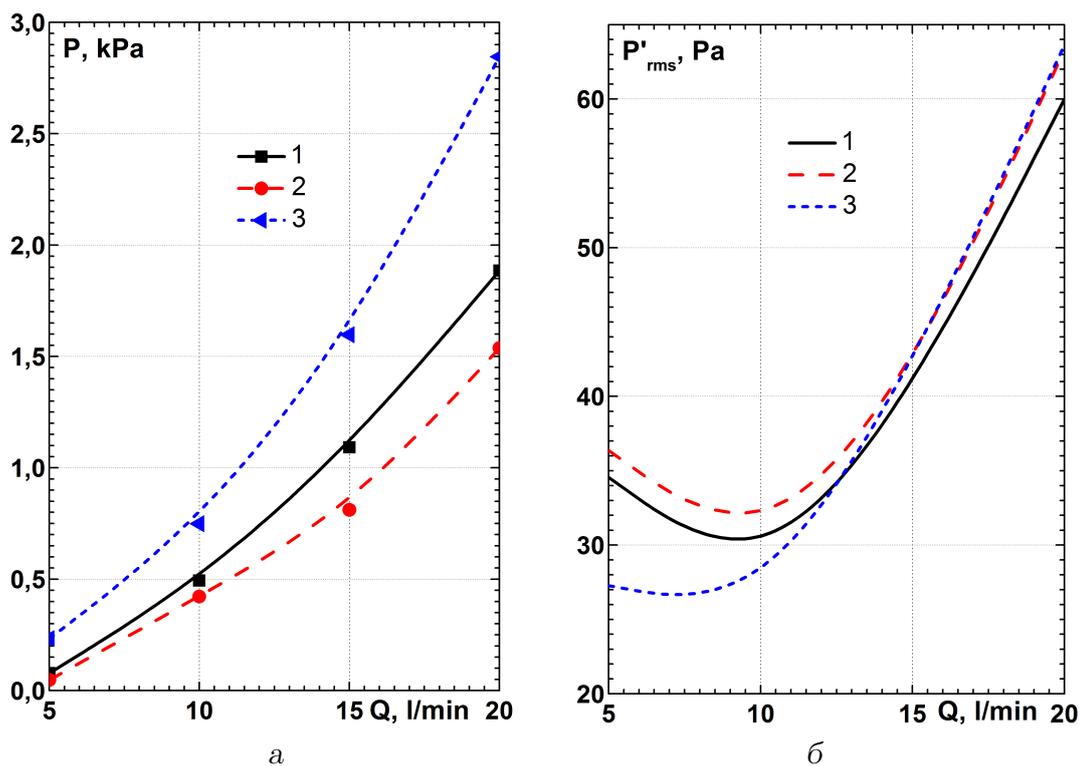


Рис. 9. Средние значения давления (а) и среднеквадратичные значения пульсаций давления (б) внутри моделей камеры левого предсердия и левого желудочка в ближнем следе открытого митрального клапана

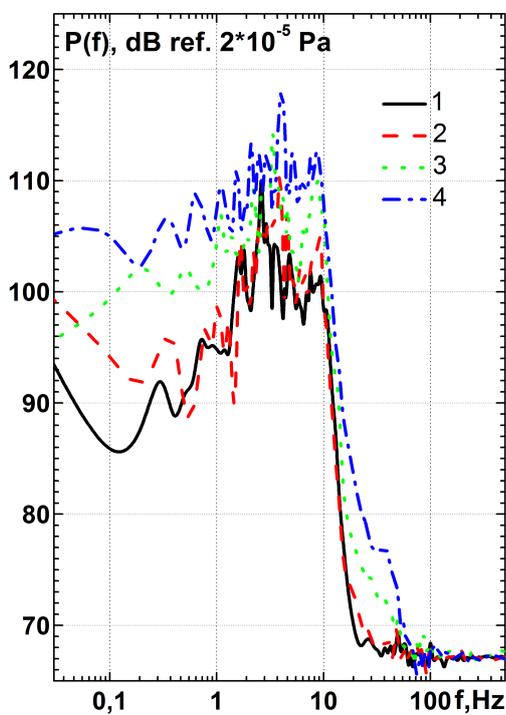


Рис. 10. Спектральные плотности мощности пульсаций давления внутри модели камеры левого предсердия

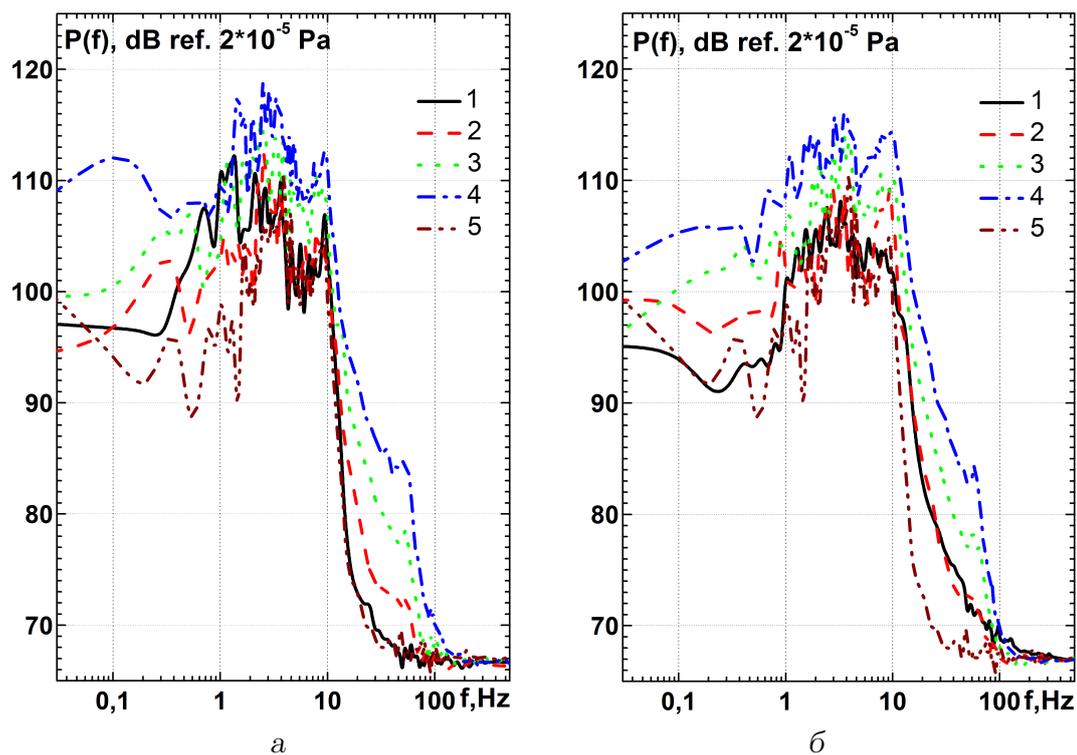


Рис. 11. Спектральные плотности мощности пульсаций давления внутри модели левого желудочка вблизи боковой струи (а) и вблизи центральной струи (б) на удалении d ниже открытого двустворчатого митрального клапана

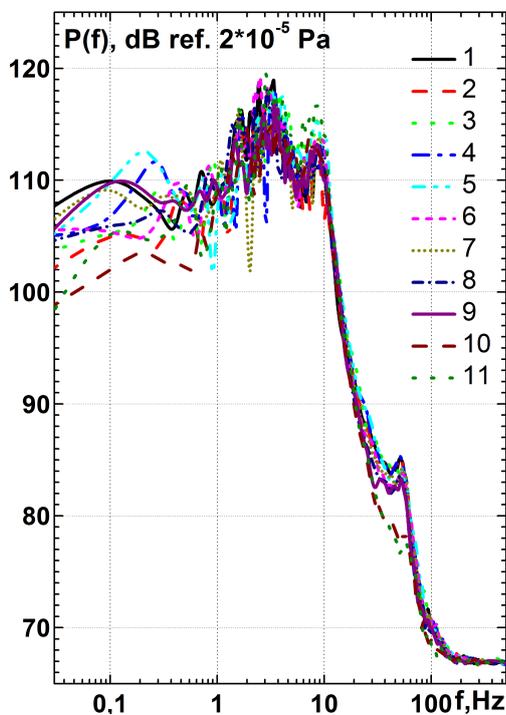


Рис. 12. Спектральные плотности мощности пульсаций давления внутри модели камеры левого предсердия вдоль боковой струи и расхода воды 20 л/мин

частот (20...70) Гц. Это обусловлено тем, что при удалении от митрального клапана мелкомасштабные вихревые структуры, которые отрываются от лепестков митрального клапана и генерируют высокочастотные пульсации давления, вырождаются.

Изменения спектральных плотностей мощности пульсаций давления вблизи боковой и центральной струи внутри модели камеры левого желудочка в ближнем следе митрального клапана ($x = d$) относительно спектральных плотностей пульсаций давления внутри модели предсердия показаны на Рис. 13. Здесь кривые получены для различных расходов воды. Кривая 1 измерена для расхода 5 л/мин, кривая 2 — 10 л/мин, кривая 3 — 15 л/мин и кривая 4 — 20 л/мин. Как следует из представленных результатов уровней спектров пульсаций давления внутри модели камеры левого желудочка выше, чем внутри модели камеры левого предсердия, особенно в области частот от 10 до 100 Гц. Для малого расхода воды вблизи боковой струи в ближнем следе открытого клапана наибольший рост спектральных уровней наблюдается в области ультранизких частот. Для небольших расходов воды (10 л/мин) вблизи боковой струи наибольший рост пульсаций давления обнаружен в диапазоне частот (12...15) Гц. В этом же диапазоне частот наблюдаются повышенные уровни пульсаций давления более (12...13) дБ для всех расходов воды вблизи центральной струи. Для максимального расхода воды в спектрах появляется еще один дискретный подъем на частотах порядка (60...70) Гц. При этом спектральные уровни пульсаций давления вблизи боковой и центральной струи внутри модели камеры левого желудочка превышают почти на 15 дБ (более 5 раз) спектральные уровни пульсаций давления внутри модели камеры левого предсердия.

Относительное изменение спектральных уровней пульсаций давления между боковой и центральной струей, которые истекают из открытого митрального клапана, показаны на Рис. 14. Здесь пульсации давления измерены на различных расстояниях от клапана вдоль боковой и центральной струи для наибольшего из исследуемых расходов воды (20 л/мин). Кривая 1 измерена на удалении $x/d = 1$ ниже открытого двустворчатого митрального клапана, кривая 2 измерена на удалении $x/d = 1.1$, кривая 3 — $x/d = 1.2$, кривая 4 — $x/d = 2.5$ и кривая 5 — $x/d = 3.5$. В области ультранизких частот спектральные плотности мощности пульсаций давления вблизи центральной струи незначительно выше, чем вблизи боковой струи. В диапазоне частот (3...4) Гц уровни спектров вблизи центральной струи ниже, чем вблизи боковой струи. На частотах от 7 до 100 Гц интенсивность пульсаций давления вблизи центральной струи выше, чем вблизи боковой струи. Максимальный рост пульсаций давления наблюдается в ближнем следе митрального клапана вблизи центральной струи относительно пульсаций давления, которые измерены вблизи боковой струи. Уровни пульсаций давления вблизи центральной струи в области частот (12...15) Гц почти в два раза выше, чем вблизи боковой струи. В ближнем следе митрального клапана повышение спектральных уровней вблизи центральной струи наблюдается в диапазоне частот (60...80) Гц. С удалением от митрального клапана разница в спектральных уровнях пульсаций давления вблизи центральной и боковой струи уменьшается. Так, на расстоянии порядка $3.5d$ ниже по потоку от митрального клапана гидродинамические шумы вблизи центральной и боковой струи внутри модели камеры левого желудочка сопоставимы во всем исследуемом диапазоне частот.

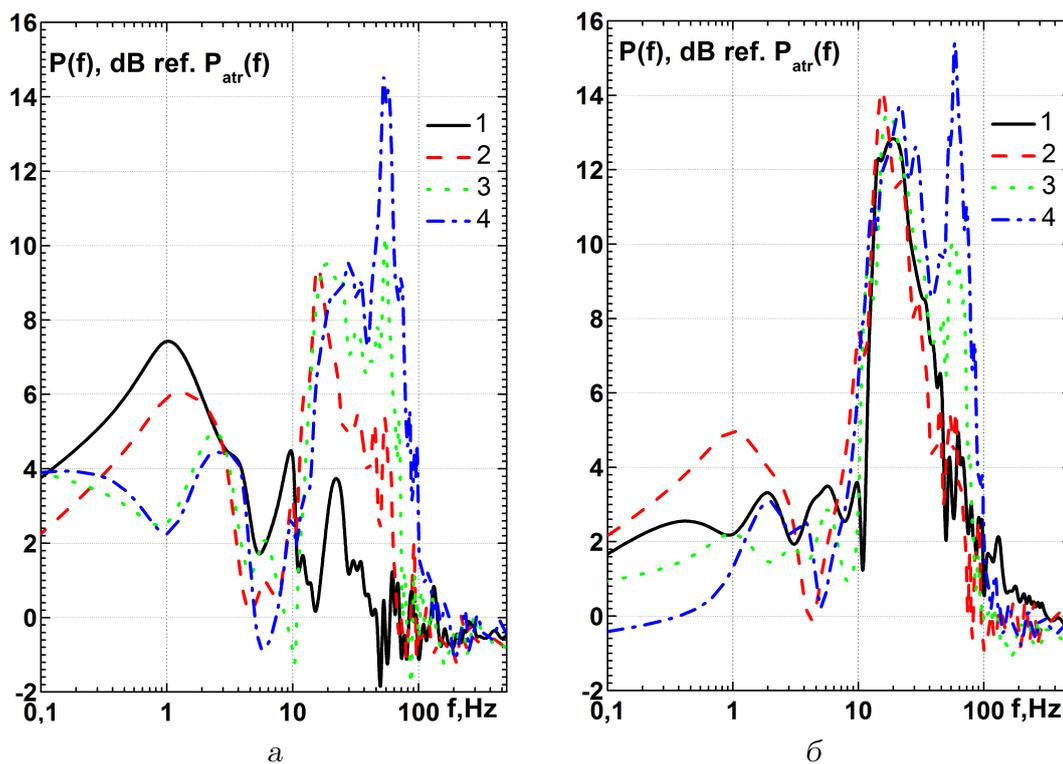


Рис. 13. Изменения спектральных плотностей мощности пульсаций давления внутри модели левого желудочка вблизи боковой струи (а) и вблизи центральной струи (б) относительно спектральных плотностей мощности пульсаций давления внутри модели левого предсердия

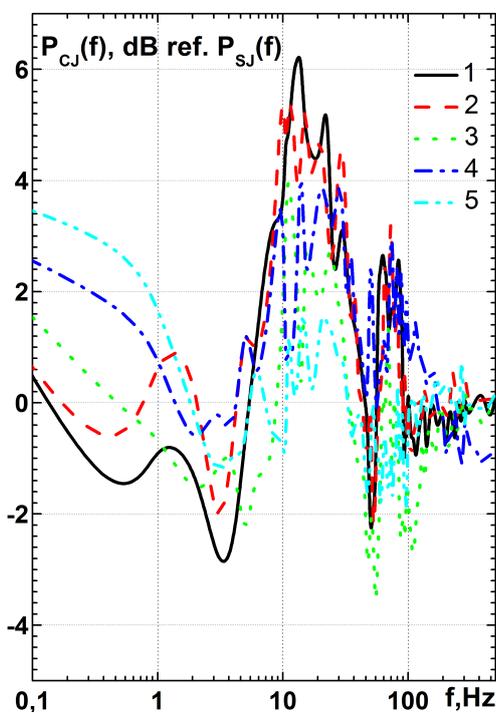


Рис. 14. Относительное изменение спектральных уровней пульсаций давления между боковой и центральной струей для расхода воды 20 л/мин

5. ВЫВОДЫ

Экспериментальные исследования пространственно-временных характеристик струйного течения через механический двустворчатый митральный клапан компании Sorin Biomedica Cardio и гидродинамический шум, который это течение генерирует, дают возможность сделать следующие выводы.

1. Ниже по течению от открытого механического двустворчатого протеза митрального клапана формируются три струи, имеющие различные гидродинамические параметры. Это две идентичные боковые струи и центральная струя, которые имеют разные поля скорости и давления, изменяющиеся вдоль исследуемых струй с удалением от клапана. Гидродинамический шум струйного течения через механический митральный клапан увеличивается с увеличением расхода жидкости. Наибольшая интенсивность пульсаций давления наблюдается вблизи центральной струи внутри камеры левого желудочка. Среднее давление в ближнем следе открытого митрального клапана вблизи боковой струи на (10...20)% выше, чем вблизи центральной струи.
2. Обнаружено, что спектральные плотности мощности пульсаций давления вблизи центральной и боковой струи увеличиваются с увеличением расхода жидкости и спектры пульсаций давления расширяются в область высоких частот. Результаты исследований показали, что мелкомасштабные вихревые структуры, которые отрываются от лепестков митрального клапана и генерируют пульсации давления в диапазоне частот (20...70) Гц, на расстоянии более $2.5d$ ниже открытого митрального клапана вырождаются.
3. Установлено, что спектральные плотности мощности пульсаций давления вблизи центральной струи выше, чем вблизи боковой струи, особенно в области частот (10...100) Гц. Повышенные уровни пульсаций давления наблюдаются вблизи центральной струи более (12...13) дБ относительно шума внутри камеры предсердия и более (5...7) дБ относительно пульсаций давления вблизи боковой струи внутри камеры левого желудочка в диапазоне частот (12...15) Гц. В ближнем следе механического митрального клапана повышение спектральных уровней вблизи центральной струи наблюдается в диапазоне частот (60...80) Гц. Гидродинамические шумы вблизи центральной и боковой струи сопоставимы во всем исследуемом диапазоне частот на расстоянии более $3.5d$ ниже открытого искусственного двустворчатого митрального клапана.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Pibarot P., Dumesnil J. G. Prosthetic heart valves: Selection of the optimal prosthesis and long-term management // *Circulation*. — 2009. — Vol. 119, no. 7. — P. 1034–1048.
- [2] Turbulence characteristics downstream of a new trileaflet mechanical heart valve / C.-P. Li, S.-F. Chen, C.-W. Lo, P.-C. Lu // *ASAIO Journal*. — 2011. — Vol. 57, no. 3. — P. 188–196.

- [3] A numerical investigation of blood damage in the hinge area of aortic bileaflet mechanical heart valves during the leakage phase / B. M. Yun, J. Wu, H. A. Simon et al. // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2012. — Vol. 40, no. 6. — P. 1211–1225.
- [4] Dynamic and fluid-structure interaction simulations of bioprosthetic heart valves using parametric design with T-splines and Fung-type material models / M. C. Hsu, D. Kamensky, F. Xu et al. // *Computational Mechanics*. — 2015. — Vol. 55, no. 6. — P. 1211–1225.
- [5] Siddiqui R. F., Abraham J. R., Butany J. Bioprosthetic heart valves: Modes of failure // *Histopathology*. — 2009. — Vol. 55, no. 2. — P. 135–144.
- [6] Emerging trends in heart valve engineering: Part II. Novel and standard technologies for aortic valve replacement / A. Kheradvar, E. M. Groves, C. J. Goergen et al. // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2014. — Vol. 43, no. 4. — P. 1–13.
- [7] Rahimtoola S. H. Choice of prosthetic heart valve in adults an update // *Journal of the American College of Cardiology*. — 2010. — Vol. 55, no. 10. — P. 2413–2426.
- [8] Fabrication of elastomeric scaffolds with curvilinear fibrous structures for heart valve leaflet engineering / C. M. Hobson, N. J. Amoroso, R. Amini et al. // *Journal of Biomedical Materials Research. Part A*. — 2015. — Vol. 103, no. 9. — P. 3101–3106.
- [9] Emerging trends in heart valve engineering: Part III. Novel technologies for mitral valve repair and replacement / A. Kheradvar, E. M. Groves, C. A. Simmons et al. // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2014. — Vol. 43, no. 5. — P. 1–13.
- [10] Dumesnil J. G., Pibarot P. Valvular heart disease: Changing concepts in disease management // *Circulation*. — 2009. — Vol. 119, no. 9. — P. 1345–1359.
- [11] Transient, three-dimensional flow field simulation through a mechanical, trileaflet heart valve prosthesis / T. A. Kaufmann, T. Linde, E. Cuenca-Navalon et al. // *ASAIO Journal*. — 2011. — Vol. 57, no. 5. — P. 278–282.
- [12] In-vivo experience with the triflo trileaflet mechanical heart valve / R. P. Gallegos, A. L. Rivard, P. T. Suwan et al. // *Journal of Heart Valve Disease*. — 2006. — Vol. 15, no. 8. — P. 791–799.
- [13] Blood compatibility of a newly developed trileaflet mechanical heart valve / M. Sato, H. Harasaki, K. E. Wika et al. // *ASAIO Journal*. — 2003. — Vol. 49, no. 2. — P. 117–122.
- [14] Transient fluid–structure coupling for simulation of a trileaflet heart valve using weak coupling / Y. S. Morsi, W. W. Yang, C. S. Wong, S. Das // *Journal of Artificial Organs*. — 2007. — Vol. 10, no. 2. — P. 96–103.
- [15] Prospective multicenter evaluation of the direct flow medical transcatheter aortic valve / J. Schofer, A. Colombo, S. Klugmann et al. // *Journal of the American College of Cardiology*. — 2014. — Vol. 63, no. 7. — P. 763–768.

- [16] Transcatheter aortic valve replacement with the st. Jude medical portico valve first in-human experience / A. B. Willson, J. Rodes-Cabau, D. A. Wood et al. // *Journal of the American College of Cardiology*. — 2012. — Vol. 60, no. 5. — P. 581–586.
- [17] Фармакохолодовая кардиоopleгия при изолированном протезировании аортального клапана / В. В. Попов, А. Н. Гуртовенко, А. А. Третьяк и др. // *Вісник серцево-судинної хірургії*. — 2015. — Т. 39. — С. 161–167.
- [18] Design optimization of a mechanical heart valve for reducing valve thrombogenicity / Y. Alemu, G. Girdhar, M. Xenos et al. // *ASAIO Journal*. — 2010. — Vol. 56, no. 4. — P. 389–396.
- [19] Fluid mechanics of artificial heart valves / L. P. Dasi, H. A. Simon, P. Sucusky, A. P. Yoganathan // *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*. — 2009. — Vol. 36, no. 2. — P. 225–237.
- [20] Yin W., Ngwe E. C., Rubenstein D. A. A biocompatible flow chamber to study the hemodynamic performance of prosthetic heart valves // *ASAIO Journal*. — 2012. — Vol. 58, no. 5. — P. 470–480.
- [21] Numerical investigation of the effects of channel geometry on platelet activation and blood damage / J. Wu, B. M. Yun, A. M. Fallon et al. // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2011. — Vol. 39, no. 8. — P. 897–910.
- [22] Falahatpisheh A., Kheradvar A. High-speed particle image velocimetry to assess cardiac fluid dynamics in vitro: From performance to validation // *European Journal of Mechanics - B/Fluids*. — 2012. — Vol. 35, no. 1. — P. 2–8.
- [23] Forleo M., Dasi L. P. Effect of hypertension on the closing dynamics and lagrangian blood damage index measure of the b-datum regurgitant jet in a bileaflet mechanical heart valve // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2014. — Vol. 42, no. 1. — P. 110–122.
- [24] Jun B. H., Saikrishnan N., Yoganathan A. P. Micro particle image velocimetry measurements of steady diastolic leakage flow in the hinge of a st. Jude medical ((r)) regent mechanical heart valve // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2014. — Vol. 42, no. 5. — P. 526–540.
- [25] Emerging trends in heart valve engineering: Part IV. Computational modeling and experimental studies / A. Kheradvar, E. M. Groves, A. Falahatpisheh et al. // *Annals of Biomedical Engineering*. — 2015. — Vol. 44, no. 5. — P. 1–19.
- [26] Weinberg E. J., Kaazempur-Mofrad M. R. On the constitutive models for heart valve leaflet mechanics // *Cardiovascular Engineering*. — 2005. — Vol. 5, no. 1. — P. 37–43.
- [27] The effects of positioning of transcatheter aortic valves on fluid dynamics of the aortic root / E. M. Groves, A. Falahatpisheh, J. L. Su, A. Kheradvar // *ASAIO Journal*. — 2014. — Vol. 60, no. 5. — P. 545–552.

- [28] An in vitro study of changing profile heights in mitral bioprostheses and their influence on flow / A. Kheradvar, J. Kasalko, D. Johnson, M. Gharib // *ASAIO Journal*. — 2006. — Vol. 52, no. 1. — P. 34–38.
- [29] Design of a pulsatile flow facility to evaluate thrombogenic potential of implantable cardiac devices / S. Arjunon, P. H. Ardana, N. Saikrishnan et al. // *Journal of Biomechanical Engineering*. — 2015. — Vol. 137, no. 4. — P. 045001(1–12).
- [30] Baranny O., Oshkai P. The influence of the aortic root geometry on flow characteristics of a prosthetic heart valve // *Journal of Biomechanical Engineering*. — 2015. — Vol. 137, no. 5. — P. 051005(1–10).
- [31] A low-volume tester for the thrombogenic potential of mechanical heart valve prostheses / T. Linde, K. Hamilton, D. L. Timms et al. // *Journal of Heart Valve Disease*. — 2011. — Vol. 20, no. 5. — P. 510–517.
- [32] A novel passive left heart platform for device testing and research / A. M. Leopaldi, R. Vismara, S. van Tuijl et al. // *Medical Engineering and Physics*. — 2015. — Vol. 37, no. 3. — P. 361–366.
- [33] In vitro assessment of mitral valve function in cyclically pressurized porcine hearts / R. Vismara, A. M. Leopaldi, M. Piola et al. // *Medical Engineering and Physics*. — 2016. — Vol. 38, no. 3. — P. 346–353.
- [34] Falahatpisheh A., Pedrizzetti G., Kheradvar A. Three-dimensional reconstruction of cardiac flows based on multi-planar velocity fields // *Experiments in Fluids*. — 2014. — Vol. 55, no. 1. — P. 1–15.
- [35] Innovative technologies for the assessment of cardiovascular medical devices: State-of-the-art techniques for artificial heart valve testing / M. Grigioni, C. Daniele, G. D’Avenio et al. // *Expert Review of Medical Devices*. — 2004. — Vol. 1, no. 2. — P. 81–93.
- [36] Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы: Справочник / Под ред. Т. С. Виноградовой. — М. : Медицина, 1986. — 487 с.
- [37] Вовк И. В., Гринченко В. Т., Макаренко А. П. Акустика дыхания и сердечной деятельности // *Акустичний вісник*. — 2011. — Т. 14, № 1. — С. 3–19.
- [38] Stein P. D. A physical and physiological basis for the interpretation of cardiac auscultation. — New York : Future Publishing, 1981. — 288 p.
- [39] Касоев С. Г. О гидродинамической природе шумов сердечно-сосудистой системы // *Труды ИОФАН*. — 2012. — Т. 68. — С. 200–217.
- [40] Гипотеза гидроакустической функции сердца и кровообращения / Е. Е. Литасова, А. М. Караськов, Е. Н. Мешалкин, А. Е. Бакарев // *Патология кровообращения и кардиохирургия*. — 2010. — № 1. — С. 64–69.

- [41] Candy J. V., Jones H. E. Processing of prosthetic heart valve sounds for single leg separation classification // Journal of the Acoustical Society of America. — 1995. — Vol. 97, no. 6. — P. 3663–3673.
- [42] Candy J. V., Jones H. E. Classification of prosthetic heart valve sounds: A parametric approach // Journal of the Acoustical Society of America. — 1995. — Vol. 97, no. 6. — P. 3675–3687.
- [43] Хольдак К., Вольф Д. Атлас и руководство по фонокардиографии и смежным механографическим методам исследования. — М. : Медицина, 1964. — 260 с.
- [44] Fifteen years of clinical and echocardiographic follow up with the carbomedics heart valve / M. Carrier, M. Pellerin, A. Basmadjian et al. // Journal of Heart Valve Disease. — 2006. — Vol. 15, no. 1. — P. 67–83.
- [45] Experimental and numerical study of the noise generation in an outow butterfly valve / M. Charlebois-Menard, M. Sanjose, A. Marsan et al. // AIAA Paper. — 2015. — no. 3123. — P. 1–21.
- [46] A pulsatile simulator for the in vitro analysis of the mitral valve with tri-axial papillary muscle displacement / R. Vismara, A. Pavesi, E. Votta et al. // International Journal of Artificial Organs. — 2011. — Vol. 34, no. 4. — P. 383–391.
- [47] Hydroacoustics of the prosthetic bileaflet mitral valve / A. Voskoboinick, A. Redaelli, V. Voskoboinick et al. // Proceedings 3rd EUMLS Conference “Mathematics for Life Sciences”. — Rivne, Ukraine, 2015. — P. 49.
- [48] Bendat J. S., Piersol A. G. Random data: Analysis and measurement procedures. — New York : Wiley, 1971. — 407 p.
- [49] Voskoboinick V., Kornev N., Turnow J. Study of near wall coherent flow structures on dimpled surfaces using unsteady pressure measurements // Flow, Turbulence and Combustion. — 2013. — Vol. 90, no. 4. — P. 709–722.
- [50] Spectral and correlation characteristics of the turbulent boundary layer on an extended flexible cylinder / G. P. Vinogradnyi, V. A. Voskoboinick, V. T. Grinchenko, A. P. Makarenkov // Journal of Fluid Dynamics. — 1989. — Vol. 24, no. 5. — P. 695–700.
- [51] Voskoboinick V. A., Makarenkov A. P. Spectral characteristics of the hydrodynamical noise in a longitudinal flow around a flexible cylinder // International Journal of Fluid Mechanics Research. — 2004. — Vol. 31, no. 1. — P. 87–100.

REFERENCES

- [1] P. Pibarot and J. G. Dumesnil, “Prosthetic heart valves: Selection of the optimal prosthesis and long-term management,” *Circulation*, vol. 119, no. 7, pp. 1034–1048, 2009.

- [2] C.-P. Li, S.-F. Chen, C.-W. Lo, and P.-C. Lu, “Turbulence characteristics downstream of a new trileaflet mechanical heart valve,” *ASAIO Journal*, vol. 57, no. 3, pp. 188–196, 2011.
- [3] B. M. Yun, J. Wu, H. A. Simon, S. Arjunon, F. Sotiropoulos, C. K. Aidun, and A. P. Yoganathan, “A numerical investigation of blood damage in the hinge area of aortic bileaflet mechanical heart valves during the leakage phase,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 40, no. 6, pp. 1211–1225, 2012.
- [4] M. C. Hsu, D. Kamensky, F. Xu, J. Kiendl, C. Wang, M. C. H. Wu, J. Minero, A. Reali, Y. Bazilevs, and M. S. Sacks, “Dynamic and fluid-structure interaction simulations of bioprosthetic heart valves using parametric design with T-splines and Fung-type material models,” *Computational Mechanics*, vol. 55, no. 6, pp. 1211–1225, 2015.
- [5] R. F. Siddiqui, J. R. Abraham, and J. Butany, “Bioprosthetic heart valves: Modes of failure,” *Histopathology*, vol. 55, no. 2, pp. 135–144, 2009.
- [6] A. Kheradvar, E. M. Groves, C. J. Goergen, S. H. Alavi, R. Tranquillo, C. A. Simmons, and L. P. Dasi, “Emerging trends in heart valve engineering: Part II. Novel and standard technologies for aortic valve replacement,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 43, no. 4, pp. 1–13, 2014.
- [7] S. H. Rahimtoola, “Choice of prosthetic heart valve in adults an update,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 55, no. 10, pp. 2413–2426, 2010.
- [8] C. M. Hobson, N. J. Amoroso, R. Amini, E. Ungchusri, Y. Hong, A. D’Amore, M. S. Sacks, and W. R. Wagner, “Fabrication of elastomeric scaffolds with curvilinear fibrous structures for heart valve leaflet engineering,” *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, vol. 103, no. 9, pp. 3101–3106, 2015.
- [9] A. Kheradvar, E. M. Groves, C. A. Simmons, B. Griffith, S. H. Alavi, R. Tranquillo, L. P. Dasi, A. Falahatpisheh, K. J. Grande-Allen, C. J. Goergen, M. R. K. Mofrad, F. Baaijens, S. Canic, and S. H. Little, “Emerging trends in heart valve engineering: Part III. Novel technologies for mitral valve repair and replacement,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 43, no. 5, pp. 1–13, 2014.
- [10] J. G. Dumesnil and P. Pibarot, “Valvular heart disease: Changing concepts in disease management,” *Circulation*, vol. 119, no. 9, pp. 1345–1359, 2009.
- [11] T. A. Kaufmann, T. Linde, E. Cuenca-Navalon, C. Schmitz, M. Hormes, T. Schmitz-Rode, and U. Steinseifer, “Transient, three-dimensional flow field simulation through a mechanical, trileaflet heart valve prosthesis,” *ASAIO Journal*, vol. 57, no. 5, pp. 278–282, 2011.
- [12] R. P. Gallegos, A. L. Rivard, P. T. Suwan, S. Black, S. Bertog, U. Steinseifer, A. Armien, M. Lahti, and R. W. Bianco, “In-vivo experience with the triflo trileaflet mechanical heart valve,” *Journal of Heart Valve Disease*, vol. 15, no. 8, pp. 791–799, 2006.

- [13] M. Sato, H. Harasaki, K. E. Wika, M. V. Soloviev, and A. S. Lee, “Blood compatibility of a newly developed trileaflet mechanical heart valve,” *ASAIO Journal*, vol. 49, no. 2, pp. 117–122, 2003.
- [14] Y. S. Morsi, W. W. Yang, C. S. Wong, and S. Das, “Transient fluid–structure coupling for simulation of a trileaflet heart valve using weak coupling,” *Journal of Artificial Organs*, vol. 10, no. 2, pp. 96–103, 2007.
- [15] J. Schofer, A. Colombo, S. Klugmann, J. Fajadet, F. DeMarco, D. Tchertcher, F. Maisano, G. Bruschi, A. Latib, and K. Bijuklic, “Prospective multicenter evaluation of the direct flow medical transcatheter aortic valve,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 63, no. 7, pp. 763–768, 2014.
- [16] A. B. Willson, J. Rodes-Cabau, D. A. Wood, J. Leipsic, A. Cheung, S. Toggweiler, R. K. Binder, M. Freeman, R. DeLarochelliere, and R. Moss, “Transcatheter aortic valve replacement with the st. Jude medical portico valve first in-human experience,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 60, no. 5, pp. 581–586, 2012.
- [17] V. V. Popov, A. N. Gurtovenko, A. A. Tretyak, A. I. Khripachchenko, L. I. Tikhonenko, and E. V. Aksenov, “Pharmaco cold cardioplegia in isolated aortic valve replacement,” *Visnyk Sercevo-Sudynnoi Hirurgii*, vol. 39, pp. 161–167, 2015.
- [18] Y. Alemu, G. Girdhar, M. Xenos, J. Sheriff, J. Jesty, S. Einav, and D. Bluestein, “Design optimization of a mechanical heart valve for reducing valve thrombogenicity,” *ASAIO Journal*, vol. 56, no. 4, pp. 389–396, 2010.
- [19] L. P. Dasi, H. A. Simon, P. Sucusky, and A. P. Yoganathan, “Fluid mechanics of artificial heart valves,” *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, vol. 36, no. 2, pp. 225–237, 2009.
- [20] W. Yin, E. C. Ngwe, and D. A. Rubenstein, “A biocompatible flow chamber to study the hemodynamic performance of prosthetic heart valves,” *ASAIO Journal*, vol. 58, no. 5, pp. 470–480, 2012.
- [21] J. Wu, B. M. Yun, A. M. Fallon, S. R. Hanson, C. K. Aidun, and A. Yoganathan, “Numerical investigation of the effects of channel geometry on platelet activation and blood damage,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 8, pp. 897–910, 2011.
- [22] A. Falahapishah and A. Kheradvar, “High-speed particle image velocimetry to assess cardiac fluid dynamics in vitro: From performance to validation,” *European Journal of Mechanics - B/Fluids*, vol. 35, no. 1, pp. 2–8, 2012.
- [23] M. Forleo and L. P. Dasi, “Effect of hypertension on the closing dynamics and lagrangian blood damage index measure of the b-datum regurgitant jet in a bileaflet mechanical heart valve,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 1, pp. 110–122, 2014.
- [24] B. H. Jun, N. Saikrishnan, and A. P. Yoganathan, “Micro particle image velocimetry measurements of steady diastolic leakage flow in the hinge of a st. Jude medical

- ((r) regent mechanical heart valve,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 42, no. 5, pp. 526–540, 2014.
- [25] A. Kheradvar, E. M. Groves, A. Falahatpisheh, M. R. K. Mofrad, S. H. Alavi, R. Tranquillo, L. P. Dasi, C. A. Simmons, K. J. Grande-Allen, C. J. Goergen, F. Baaijens, S. H. Little, and S. C. G. B., “Emerging trends in heart valve engineering: Part IV. Computational modeling and experimental studies,” *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 5, pp. 1–19, 2015.
- [26] E. J. Weinberg and M. R. Kaazempur-Mofrad, “On the constitutive models for heart valve leaflet mechanics,” *Cardiovascular Engineering*, vol. 5, no. 1, pp. 37–43, 2005.
- [27] E. M. Groves, A. Falahatpisheh, J. L. Su, and A. Kheradvar, “The effects of positioning of transcatheter aortic valves on fluid dynamics of the aortic root,” *ASAIO Journal*, vol. 60, no. 5, pp. 545–552, 2014.
- [28] A. Kheradvar, J. Kasalko, D. Johnson, and M. Gharib, “An in vitro study of changing profile heights in mitral bioprostheses and their influence on flow,” *ASAIO Journal*, vol. 52, no. 1, pp. 34–38, 2006.
- [29] S. Arjunon, P. H. Ardana, N. Saikrishnan, S. Madhani, B. Foster, A. Glezer, and A. P. Yoganathan, “Design of a pulsatile flow facility to evaluate thrombogenic potential of implantable cardiac devices,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, no. 4, pp. 045001(1–12), 2015.
- [30] O. Baranny and P. Oshkai, “The influence of the aortic root geometry on flow characteristics of a prosthetic heart valve,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 137, no. 5, pp. 051005(1–10), 2015.
- [31] T. Linde, K. Hamilton, D. L. Timms, T. Schmitz-Rode, and U. Steinseifer, “A low-volume tester for the thrombogenic potential of mechanical heart valve prostheses,” *Journal of Heart Valve Disease*, vol. 20, no. 5, pp. 510–517, 2011.
- [32] A. M. Leopaldi, R. Vismara, S. van Tuijl, A. Redaelli, F. N. van de Vosse, G. B. Fiore, and M. C. M. Rutten, “A novel passive left heart platform for device testing and research,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 37, no. 3, pp. 361–366, 2015.
- [33] R. Vismara, A. M. Leopaldi, M. Piola, C. Asselta, M. Lemma, C. Antona, A. Redaelli, F. van de Vosse, M. Rutten, and G. B. Fiore, “In vitro assessment of mitral valve function in cyclically pressurized porcine hearts,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 38, no. 3, pp. 346–353, 2016.
- [34] A. Falahatpisheh, G. Pedrizzetti, and A. Kheradvar, “Three-dimensional reconstruction of cardiac flows based on multi-planar velocity fields,” *Experiments in Fluids*, vol. 55, no. 1, pp. 1–15, 2014.
- [35] M. Grigioni, C. Daniele, G. D’Avenio, U. Morbiducci, C. D. Gaudio, M. Abbate, and D. D. Meo, “Innovative technologies for the assessment of cardiovascular medical devices:

- State-of-the-art techniques for artificial heart valve testing,” *Expert Review of Medical Devices*, vol. 1, no. 2, pp. 81–93, 2004.
- [36] T. S. Vinogradova, ed., *Instrumental methods of cardiovascular system investigation: A handbook*. Moscow: Medicina, 1986.
- [37] I. V. Vovk, V. T. Grinchenko, and A. P. Makarenkov, “The respiratory and cardiac acoustics,” *Acoustic bulletin*, vol. 14, no. 1, pp. 3–19, 2011.
- [38] P. D. Stein, *A physical and physiological basis for the interpretation of cardiac auscultation*. New York: Future Publishing, 1981.
- [39] S. G. Kasoev, “On the hydrodynamic nature of cardiovascular system noise,” *Trudy IOFAN*, vol. 68, pp. 200–217, 2012.
- [40] E. E. Litasova, A. M. Karaskov, E. N. Meshalkin, and A. E. Bakarev, “Hypothesis of hydroacoustic function of the heart and blood circulation,” *Patologiya krovoobrashcheniya i kardiokhirurgiya*, no. 1, pp. 64–69, 2010.
- [41] J. V. Candy and H. E. Jones, “Processing of prosthetic heart valve sounds for single leg separation classification,” *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 97, no. 6, pp. 3663–3673, 1995.
- [42] J. V. Candy and H. E. Jones, “Classification of prosthetic heart valve sounds: A parametric approach,” *Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 97, no. 6, pp. 3675–3687, 1995.
- [43] K. Holdak and D. Wolf, *Atlas and guidance on phonocardiography and related mechanographic methods of investigation*. Moscow: Medicina, 1964.
- [44] M. Carrier, M. Pellerin, A. Basmadjian, D. Bouchard, L. P. Perrault, R. Cartier, P. Page, P. Demers, and Y. Herbert, “Fifteen years of clinical and echocardiographic follow up with the carbomedics heart valve,” *Journal of Heart Valve Disease*, vol. 15, no. 1, pp. 67–83, 2006.
- [45] M. Charlebois-Menard, M. Sanjose, A. Marsan, A. Chauvin, Y. Pasco, S. Moreau, and M. Brouillette, “Experimental and numerical study of the noise generation in an outow butterfly valve,” *AIAA Paper*, no. 3123, pp. 1–21, 2015.
- [46] R. Vismara, A. Pavesi, E. Votta, M. Taramasso, F. Maisano, and G. B. Fiore, “A pulsatile simulator for the in vitro analysis of the mitral valve with tri-axial papillary muscle displacement,” *International Journal of Artificial Organs*, vol. 34, no. 4, pp. 383–391, 2011.
- [47] A. Voskoboinick, A. Redaelli, V. Voskoboinick, G. B. Fiore, I. Nesteruk, R. Vismara, and F. Lucherini, “Hydroacoustics of the prosthetic bileaflet mitral valve,” in *Proceedings 3rd EUMLS Conference “Mathematics for Life Sciences”*, (Rivne, Ukraine), p. 49, 2015.
- [48] J. S. Bendat and A. G. Piersol, *Random data: Analysis and measurement procedures*. New York: Wiley, 1971.

- [49] V. Voskoboinick, N. Kornev, and J. Turnow, “Study of near wall coherent flow structures on dimpled surfaces using unsteady pressure measurements,” *Flow, Turbulence and Combustion*, vol. 90, no. 4, pp. 709–722, 2013.
- [50] G. P. Vinogradnyi, V. A. Voskoboinick, V. T. Grinchenko, and A. P. Makarenkov, “Spectral and correlation characteristics of the turbulent boundary layer on an extended flexible cylinder,” *Journal of Fluid Dynamics*, vol. 24, no. 5, pp. 695–700, 1989.
- [51] V. A. Voskoboinick and A. P. Makarenkov, “Spectral characteristics of the hydrodynamical noise in a longitudinal flow around a flexible cylinder,” *International Journal of Fluid Mechanics Research*, vol. 31, no. 1, pp. 87–100, 2004.

**В. А. Воскобійник, О. А. Воскобойник, А. В. Воскобійник,
Ф. Лукеріні, А. Редаеллі, Л. М. Терещенко, Б. Фіоре**

**Струминна течія та шум відкритого механічного двостулкового
серцевого клапана**

Наведено результати експериментальних досліджень гідродинамічного шуму, генерованого струминною течією через механічний двопелюстковий протез мітрального клапана італійської компанії Sorin Group. Фізичне моделювання проведено в лабораторних умовах на моделі камери лівого передсердя та камери лівого шлуночка серця. Визначено, що найбільша інтенсивність гідродинамічного шуму і його спектральних складових спостерігається поблизу центрального струменя двопелюсткового мітрального клапана. Встановлено, що дрібномасштабні вихрові структури, які відриваються від його пелюсток і генерують пульсації тиску у діапазоні частот (20...70) Гц, вироджуються, починаючи з відстані $2.5d$ униз за течією. Зі збільшенням витрати води у ближньому сліді мітрального клапана спостерігається підвищення спектральних рівнів пульсацій тиску в діапазоні частот (60...80) Гц.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: струминна течія, гідродинамічний шум, мітральний клапан, пульсації тиску, спектральна щільність потужності

**V. A. Voskoboinick, A. A. Voskoboinick, A. V. Voskoboinick,
F. Lucherini, A. Redaelli, L. N. Tereshchenko, B. Fiore**

**Jet flow and hydrodynamic noise of the open mechanical bileaflet heart
valve**

The paper deals with presenting of results of experimental study of a hydrodynamic noise generated by jet flow through a mechanical bileaflet prosthetic mitral valve produced by the Italian company Sorin Group. A physical modeling is carried out in vitro on the model of the left atrium chamber and left ventricle chamber. It is found that the highest intensities of the hydrodynamic noise and its spectral components are observed in the vicinity of the central jet of the bileaflet mitral valve. The small-scale vortex structures separating from its leaflets and generating pressure fluctuations in frequency range of (20...70) Hz are shown to degenerate starting from $2.5d$ distance downstream. With increasing water rate, the increase of spectral levels of pressure fluctuations in frequency range of (60...80) Hz is observed in the near wake of the mitral valve.

KEY WORDS: jet flow, hydrodynamic noise, mitral valve, pressure fluctuations, spectral power density