

## ГИДРОАКУСТИКА МЕХАНИЧЕСКОГО ДВУХСТВОРЧАТОГО МИТРАЛЬНОГО КЛАПАНА

В. А. ВОСКОБОЙНИК<sup>1</sup>, А. РЕДАЕЛЛИ<sup>2</sup>, Б. ФИОРЕ<sup>2</sup>, И. Г. НЕСТЕРУК<sup>1</sup>,  
А. А. ВОСКОБОЙНИК<sup>1</sup>, В. Г. БАСОВСКИЙ<sup>1</sup>, А. В. ВОСКОБОЙНИК<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Институт гидромеханики НАН Украины, Киев, Украина*

<sup>2</sup> *Политехнический институт, Милан, Италия*

Представлены результаты экспериментальных исследований гидродинамического шума, который генерируется струйным течением через искусственный двухстворчатый митральный клапан. Физическое моделирование проведено в лабораторных условиях на модели камеры предсердия и левого желудочка сердца. Обнаружено, что наибольшая интенсивность гидродинамического шума и его спектральных составляющих наблюдается вблизи центральной струи митрального клапана. С ростом скорости в ближнем следе митрального клапана повышение спектральных уровней пульсаций давления наблюдается в диапазоне частот (60-80) Гц.

### ВВЕДЕНИЕ

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 [1, 2]. 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 [3], 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 [4, 5].

В диагностике для получения сведений о нормальном и патологическом кровообращении широко используется регистрация акустических проявлений сердечной деятельности. 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 [5, 6].

Как показали исследования [4, 7], в органах сердечнососудистой системы не существуют акустические источники монопольного типа, т.е. нет объемных источников, в области которых локально осциллирует замкнутый объем (иными словами, периодически изменяется количество или плотность среды). В то же время очевидны источники

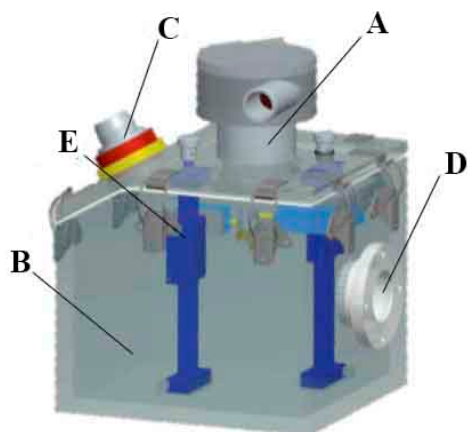


Рис. 1

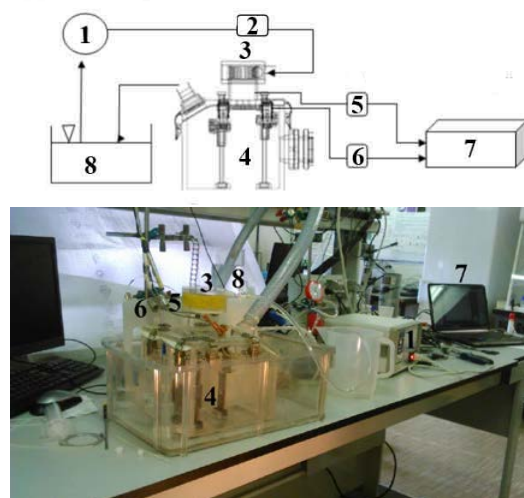


Рис. 2

дипольного типа, а именно импульсы силы, первоначально вызванные сердечными сокращениями и обусловленные захлопыванием клапанов и нарушением нормального течения крови в сосудах, т.е. без отрыва образовавшихся вихрей. Принципиально нет оснований для того, чтобы отрицать наличие источников более высокого порядка, например квадрупольей, но эффективность акустических источников падает с увеличением порядка мультиполя, поэтому их вкладом, по-видимому, можно пренебречь в присутствии дипольных источников. Только дипольная модель механизма генерации тонов сердца объясняет известную из практики аускультации локализацию участков выслушивания каждого клапана и связывает положение этих участков относительно клапанов с ориентацией оси клапана (диполя) и глубиной клапана (диполя) под поверхностью грудной клетки.

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. Размеры, строение и форма митрального, аортального, трикуспидального и легочного клапанов различны. 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 двухстворчатый клапан разделяется на три струи. Поэтому детали течения для каждой из конструкций клапанов изучаются экспериментально, главным образом, в лабораторных условиях с использованием средств измерений, которые обладают высоким пространственным разрешением и быстродействием.

Цель исследований – изучить посредством физического моделирования пространственно-временные характеристики течения через искусственный двухстворчатый митральный клапан и гидродинамический шум, который это течение генерирует.



Рис. 3

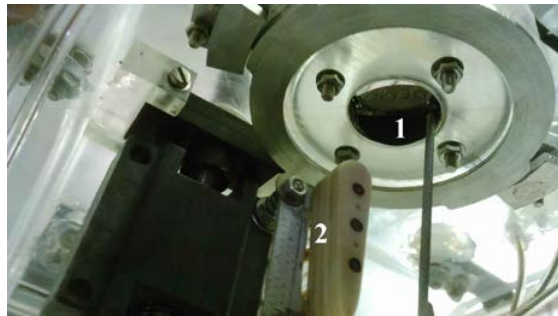


Рис. 4

## 1. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Исследования проводились в лаборатории “ $\mu$ Lab” Политехнического института г. Милана. Для измерений был использован экспериментальный стенд, основой которого являлась емкость, изготовленная из органического стекла, представляющая собой модель левого желудочка сердца, куда через митральный клапан подавалась вода. Емкость состояла из модели камеры предсердия (А), устройства для крепления искусственного двухстворчатого митрального клапана и модели камеры левого желудочка сердца (В), как показано на рис. 1. Вода внутрь камеры левого желудочка подавалась через входной патрубок, 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 (С) для крепления выходного патрубка, через который вода вытекала наружу из емкости. Внутри экспериментальной емкости были изготовлены координатные приспособления (Е), на которых крепились датчики давления и приспособления для закрывания лепестков клапана.

Схема экспериментального стенда и его фотография представлены на рис. 2. 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 искусственный двухстворчатый митральный клапан Sorin biomedical cardio (25 LFA) фирмы “Sorin” (рис. 3) диаметром 25 мм, который устанавливался в устройство для крепления митрального клапана. Ниже митрального клапана на расстоянии от 25 мм до 45 мм располагалась группа миниатюрных датчиков давления, которые измеряли статическое и динамическое давление внутри модели камеры левого желудочка сердца (рис. 4). Датчики давления устанавливались заподлицо с

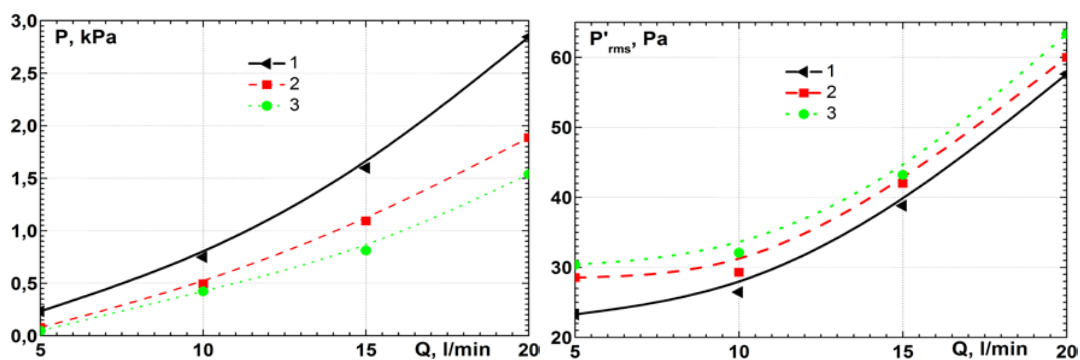


Рис. 5

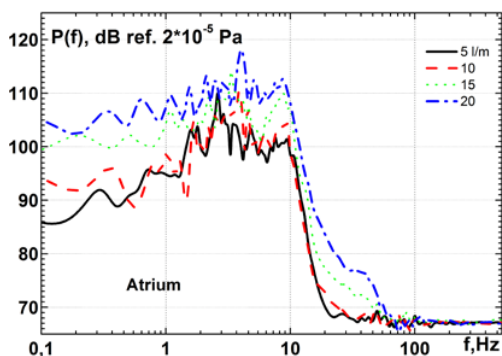


Рис. 6

обтекаемой поверхностью блока датчиков (2) и перемещались посредством координатного приспособления вдоль исследуемых струй, которые вытекали из отверстий открытого митрального клапана (1). 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. 4. Из открытого двухстворчатого митрального клапана (рис. 3) внутрь камеры левого желудочка вытекало три струи (одна центральная и две боковые).

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 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 работе [8]. Спектральные характеристики поля пульсаций давления и ускорения были получены с использованием быстрого преобразования Фурье с весовыми окнами Ханна и Хеннинга.

Погрешность измерений осредненных и интегральных величин не превышала 5 % (надежность 95 % или  $2\sigma$ ). Погрешность измерений спектральных характеристик пульсаций давления и ускорения составляла не более 2 дБ в диапазоне частот от 0,05 Гц до 500 Гц.

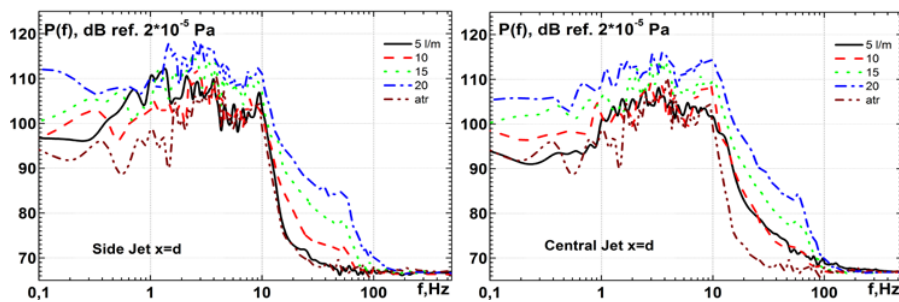


Рис. 7

## 2. 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. 5. Здесь кривая 2 измерена вблизи боковой струи, а кривая 3 вблизи центральной струи на удалении около  $d=25$  мм ниже 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. 6. Частотные спектры пульсаций давления измерены для различных расходов воды. 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. 7. На этом же рисунке для сопоставления показаны спектры пульсаций давления внутри модели камеры предсердия для  $Q=5$  л/мин. С увеличением расхода воды уровни спектров пульсаций давления увеличиваются и спектры расширяются в область высоких частот. Вблизи центральной струи спектральные плотности мощности пульсаций давления выше, чем вблизи боковой струи, особенно в области частот (10-100) Гц для наименьшего расхода воды. С удалением от

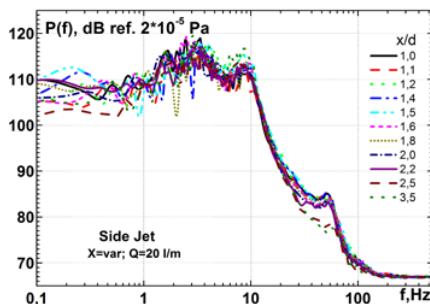


Рис. 8

митрального клапана спектральные плотности мощности пульсаций давления вблизи исследуемых струй уменьшаются, что проиллюстрировано на рис. 8. Когда датчик пульсаций давления находится на расстоянии более  $2,5d$  ниже открытого митрального клапана, то наблюдается значительное уменьшение спектральных уровней пульсаций давления в диапазоне частот (20-70) Гц. Это обусловлено тем, что при удалении от митрального клапана мелкомасштабные вихревые структуры, которые

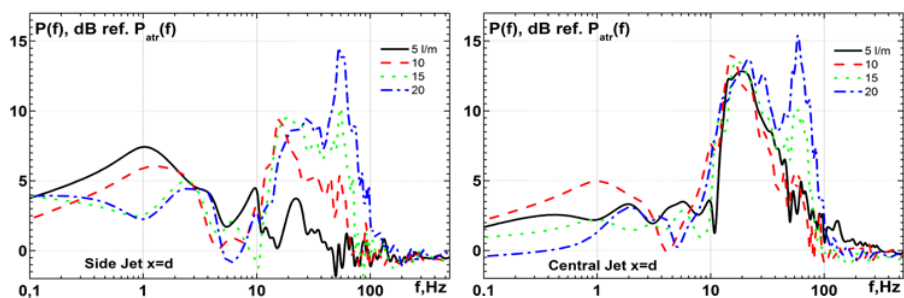


Рис. 9

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 относительно спектральных плотностей пульсаций давления внутри модели предсердия показаны на рис. 9. Здесь кривые получены для различных расходов воды. Как следует из представленных результатов уровни спектров пульсаций давления внутри модели камеры левого желудочка выше, чем внутри модели камеры предсердия, особенно в области частот от 10 Гц до 100 Гц. Для малого расхода воды вблизи боковой струи 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 предсердия.

Относительное изменение спектральных уровней пульсаций давления между боковой и центральной струей, которые вытекают из открытого митрального клапана, показаны на рис. 10. Здесь пульсации давления измерены на различных расстояниях от клапана вдоль боковой и центральной струи для наибольшего из исследуемых расходов воды (20 л/мин). 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 Гц 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

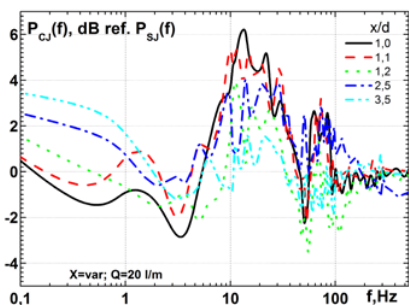


Рис. 10

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. При удалении от митрального клапана разница в спектральных уровнях пульсаций давления вблизи

центральної і бокової струї зменшується. Так, на відстані порядку  $3,5d$  нижче митрального клапана гідродинамічні шуми вблизи центральної і бокової струї сопоставимы во всем исследуемом диапазоне частот.

## ВЫВОДЫ

1. Гідродинамічний шум течія через штучний двохстворчатий митральний клапан збільшується з збільшенням расхода рідини. Найбільша інтенсивність пульсацій тиску спостерігається вблизи центральної струї всередині камери лівого шлуночка. Середнє тиску в ближньому сліді відкритого митрального клапана вблизи бокової струї на (10-20)% вище, ніж вблизи центральної струї.
2. Спектральні щільності потужності пульсацій тиску вблизи центральної і бокової струї збільшуються з збільшенням расхода рідини і спектри пульсацій тиску розширюються в область високих частот. Обнаружено, що мелкомасштабні вихреві структури, які відриваються від лепестків митрального клапана і генерують пульсації тиску в діапазоні частот (20-70) Гц, на відстані більше  $2,5d$  нижче відкритого митрального клапана вирождаються.
3. Установлено, що спектральні щільності потужності пульсацій тиску вблизи центральної струї вище, ніж вблизи бокової струї, особливо в області частот (10-100) Гц. Підвищені рівні пульсацій тиску спостерігаються вблизи центральної струї більше (12-13) дБ відносно шуму всередині камери передсердя і більше (5-7) дБ відносно пульсацій тиску вблизи бокової струї всередині камери лівого шлуночка в діапазоні частот (12-15) Гц. В ближньому сліді митрального клапана підвищення спектральних рівнів вблизи центральної струї спостерігається в діапазоні частот (60-80) Гц. Гідродинамічні шуми вблизи центральної і бокової струї сопоставимы во всем исследуемом диапазоне частот на відстані більше  $3,5d$  нижче відкритого штучного двохстворчатого митрального клапана.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Робота виконана при підтримці по гранту 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.

## ЛИТЕРАТУРА

1. *Інструментальні методи дослідження серцево-судинної системи: Справочник / под ред. Т. С. Виноградової. – М.: Медицина, 1986. – 487 с.*
2. *Вовк І. В., Гринченко В. Т., Макаренков А. П. Акустика дихання і серцевої діяльності // Акуст. вісн. – 2011. – 14, № 1. – С. 3-19.*
3. *Stein P. D. A physical and physiological basis for the interpretation of cardiac auscultation. –New York: Future Publ. Co., 1981. – 288 p.*
4. *Касюк С. Г. О гідродинамічній природі шумів серцево-судинної системи // Труды ИОФ. – 2012. – 16. – С. 200–217.*