УДК 532.5: 534.7: 616.24 **DOI: 10.20998/2222-0631.2023.01.10**

В. А. ВОСКОБІЙНИК, А. РЕДАЕЛЛІ, Б. ФІОРЕ, О. А. ВОСКОБОЙНИК, А. В. ВОСКОБІЙНИК

ГІДРОАКУСТИКА МЕХАНІЧНОГО ДВОПЕЛЮСТКОВОГО КЛАПАНА СЕРЦЯ

Наведено результати експериментальних досліджень гідродинамічного шуму, що генерується струменевою течією через механічний двопелюстковий протез мітрального клапана італійської компанії Sorin. Фізичне моделювання проведено у лабораторних умовах на моделі камери лівого передсердя та камери лівого шлуночка серця. Гідродинамічний шум течії через штучний двопелюстковий мітральний клапан збільшувався зі збільшенням витрати води. Виявлено, що найбільша інтенсивність гідродинамічного шуму та його спектральних складових спостерігалася поблизу центрального струменя двопелюсткового мітрального клапана. Отримані значення середнього тиску у ближньому сліді відкритого мітрального клапана поблизу бічного струменя на (10 – 20) % вищі, ніж поблизу центрального струменя. Визначено, що спектральні щільності потужності пульсацій тиску поблизу центрального струменя вищі, ніж поблизу бічного струменя, особливо в області частот (10 – 100) Гц. Встановлено, що дрібномасштабні вихрові структури, які відривалися від його пелюсток і генерували пульсації тиску в діапазоні частот (20 – 70) Гц, вироджувалися, починаючи з відстані 2.5 діаметру клапана вниз за течією. Підвищені рівні пульсацій тиску спостерігалися поблизу центрального струменя більше, ніж на (12 – 13) дБ, відносно гідродинамічного шуму всередині камери передсердя і більше, ніж на (5 – 7) дБ стали вище, відносно пульсацій тиску поблизу бічного струменя всередині камери лівого шлуночка в діапазоні частот (12 – 15) Гц. Зі збільшенням витрати води у ближньому сліді мітрального клапана спостерігалося підвищення спектральних рівнів пульсацій тиску в діапазоні частот (60 – 80) Гц. На відстані більше $3,5d$ нижче відкритого механічного двопелюсткового мітрального клапана гідродинамічні шуми поблизу центрального та бічного струменя стали приблизно рівними у всьому досліджуваному діапазоні частот. Результати досліджень показали, що гідроакустична діагностика стану роботи механічного двопелюсткового клапана серця може бути ефективним засобом діагностування тромбоутворення на пелюстках такого штучного клапана.

Ключові слова: гідроакустика, серцевий клапан, експериментальні дослідження, пульсації тиску, шлуночок, передсердя.

В. А. ВОСКОБОЙНИК, А. РЕДАЭЛЛИ, Б. ФИОРЭ, А. А. ВОСКОБОЙНИК, А. В. ВОСКОБОЙНИК

ГИДРОАКУСТИКА МЕХАНИЧЕСКОГО ДВУХЛЕПЕСТКОВОГО КЛАПАНА СЕРДЦА

Приведены результаты экспериментальных исследований гидродинамического шума, генерируемого струйным течением через механический двухлепестковый протез митрального клапана итальянской компании Sorin. Физическое моделирование проведено в лабораторных условиях на модели камеры левого предсердия и камеры левого желудочка сердца. Гидродинамический шум течения через искусственный двухлепестковый митральный клапан увеличивался с увеличением расхода воды. Выявлено, что наибольшая интенсивность гидродинамического шума и его спектральных составляющих наблюдалась вблизи центральной струи двухлепесткового митрального клапана. Полученные значения среднего давления в ближнем следе открытого митрального клапана вблизи боковой струи на (10 – 20) % выше, чем вблизи центральной струи. Определено, что спектральные плотности мощности пульсаций давления вблизи центральной струи выше, чем вблизи боковой струи, особенно в области частот (10 – 100) Гц. Установлено, что мелкомасштабные вихревые структуры, которые отрывались от его лепестков и генерировали пульсацию давления в диапазоне частот (20 – 70) Гц, вырождались, начиная с расстояния 2.5 диаметра клапана вниз по течению. Повышенные уровни пульсаций давления наблюдались вблизи центральной струи более, чем на (12 – 13) дБ, относительно гидродинамического шума внутри камеры предсердия и более, чем на (5 – 7) дБ стали выше, относительно пульсаций давления вблизи боковой струи внутри камеры левого желудочка в диапазоне частот (12 – 15) Гц. С увеличением расхода воды в ближнем следе митрального клапана наблюдалось повышение спектральных уровней пульсации давления в диапазоне частот (60 – 80) Гц. На расстоянии более $3,5d$ ниже открытого механического двухлепесткового митрального клапана гидродинамические шумы вблизи центральной и боковой струи стали примерно равными всему исследуемому диапазону частот. Результаты исследований показали, что гидроакустическая диагностика состояния работы механического двухлепесткового клапана сердца может являться эффективным средством диагностирования тромбообразования на лепестках такого искусственного клапана.

Ключевые слова: гидроакустика, сердечный клапан, экспериментальные исследования, пульсации давления, желудочек, предсердие.

V. A. VOSKOBOINICK, A. REDAELLI, B. FIORE, O. A. VOSKOBOINYK, A. V. VOSKOBIINYK

HYDROACOUSTICS OF THE MECHANICAL BILEAFLET HEART VALVE

The results of experimental researches of hydrodynamic noise generated by a jet flow through the mechanical bileaflet mitral valve prosthesis of the Italian company Sorin are given. Physical simulation was carried out in laboratory conditions on the model of the left atrial chamber and the left ventricular chamber of the heart. The hydrodynamic noise of the flow through the artificial bileaflet mitral valve increased with increasing water flow. It was found that the greatest intensity of hydrodynamic noise and its spectral components was observed near the central jet of the bileaflet mitral valve. The obtained average pressure values in the near wake of the open mitral valve near the side jet are (10 – 20) % higher than near the central jet. It was determined that the power spectral densities of pressure fluctuations near the central jet are higher than near the side jet, especially in the frequency range (10 – 100) Hz. It was established that the small-scale vortex structures, which broke away from its leaflets and generated pressure fluctuations in the frequency range (20 – 70) Hz, degenerated starting from a distance of 2.5 valve diameters downstream. Increased levels of pressure fluctuations were observed near the central jet by more than (12 – 13) dB relative to hydrodynamic noise inside the atrial chamber and by more than (5 – 7) dB higher relative to pressure fluctuations near the side jet inside the left ventricular chamber in the frequency range (12 – 15) Hz. With an increase in water flow in the near wake of the mitral valve, an increase in the spectral levels of pressure fluctuations in the frequency range (60 – 80) Hz was observed. At a distance of more than $3,5d$ below the open mechanical bileaflet mitral valve, the hydrodynamic noises near the central and side jets became approximately equal in the entire frequency range under consideration. The research results showed that hydroacoustic diagnostics of the operation of the mechanical bileaflet heart valve can be an effective means of diagnosing thrombus formation on the artificial valve leaflets.

Key words: hydroacoustics, heart valve, experimental researches, pressure fluctuations, ventricle, atrium.

Вступ. У *медичній практиці аускультація* чи *вислуховування звуків серця* є одним із найважливіших методів первинного дослідження пацієнтів. У результаті таких досліджень *діагностичне значення* мають, як *тони серця*, так і його *шуми*. Оскільки тони серця чутні завжди і лише відхилення їх характеристик від норми вказує на *патологію*, то поява інтенсивних шумів *серцево-судинної системи* стає сигналом про порушення *нормального*

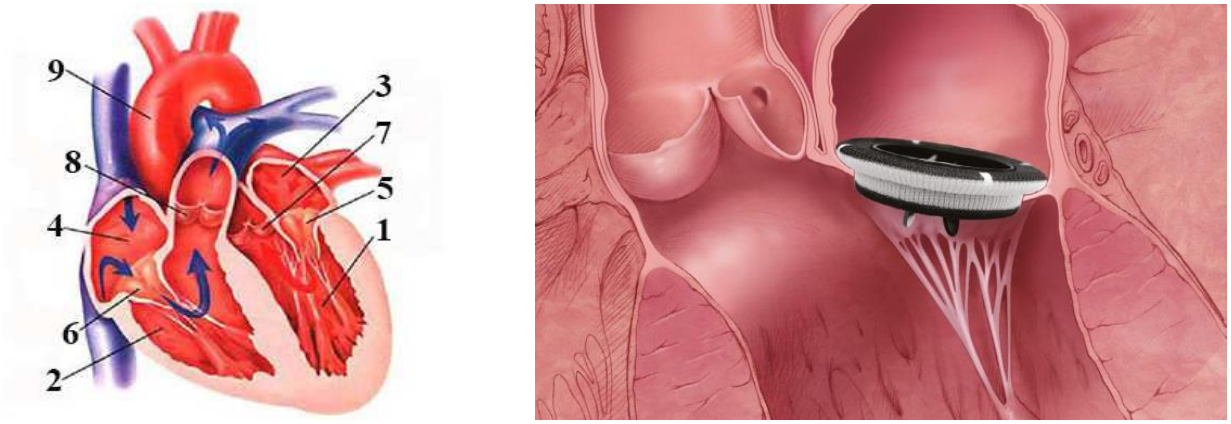
© В. А. Воскобійник, А. Редаеллі, Б. Фіоре, О. А. Воскобойник, А. В. Воскобійник, 2023

кровотоку. Як свідчать дослідження [1], переважно шуми серця вказують на пошкодження роботи *клапанів шлуночків*. Недостатність *мітрального* клапана та *стеноз аортального* клапана викликають шум на початку *систоли*, а *діастолічний* шум вказує на недостатність аортального клапана.

Серце є найсильнішим джерелом звуків у кровоносній системі, оскільки в ньому відбувається переміщення стінок шлуночків, передсердь та клапанів протягом скорочень *серцевого м'яза*. Традиційно звуки серця ділять на тони, які обумовлені закриттям клапанів, і звучать вони як короткі та сильні імпульси, а також шуми в проміжках між тонами, які мають меншу інтенсивність та обумовлені пульсуючим *струменевим* та *вихровим рухом* крові. Досі сам процес виникнення, передачі та прийому шумів серця мало вивчений і в літературі детально не розглядався, а визнавався самоочевидним [1, 2].

У діагностиці для отримання відомостей про нормальний та патологічний кровообіг широко використовується *реєстрація акустичних проявів* серцевої діяльності. *Інструментальні методи дослідження* механічної активності серця розрізняються типами датчиків, що використовуються, методикою вимірювань і частотним діапазоном коливань, які реєструються. В даний час поширення набули такі методи, як *апекскардіографія*, *кінетокардіографія*, *балістокардіографія*, *динамокардіографія*. Найбільшого поширення набула *фонокардіографія* – метод, що реєструє акустичні коливання у звуковому діапазоні [2, 3].

Серце – це своєрідний м'язовий насос, який працює за принципом всмоктування та виштовхування крові. У людини воно перекачує, в середньому, близько 5 – 6 літрів крові в хвилину, при цьому витрата під впливом навантажень на організм збільшується. Серце разом із судинами утворює серцево-судинну систему, що має два кола кровообігу (великий та малий). Усередині серце розділене перегородками на чотири камери (рис. 1, *а*): два шлуночки ***1*** і ***2*** і два передсердя ***3*** і ***4*** (ліві та праві). Між ними розташовуються чотири клапани: мітральний ***5***, *трикуспідальний* або *трипелюстковий* ***6***, аортальний ***7*** і *пульмональний* або *легеневий* ***8***. Клапани в потрібний момент відкриваються і закриваються, формуючи спрямований рух крові, і перешкоджають *регургітації*, тобто зворотній течії крові.



а *б*

Рис. 1 – Схема будови серця: *а* – розташування клапанів; *б* – механічний протез мітрального клапана.

Мітральний клапан розташовується між лівим передсердям і лівим шлуночком і складається з двох пелюсток (передньої, більшої за розміром, і задньої), які відкриваються в порожнину лівого шлуночка. Пелюстки клапана з'єднуються з *папілярними* м'язами шлуночка *сухожильними хордами*. Під час діастоли клапан відкритий і кров надходить із лівого передсердя через *атріовентрикулярний отвір* у лівий шлуночок. При скороченні лівого шлуночка під час систоли клапан закривається, запобігаючи зворотному перебігу крові в передсердя, і кров виштовхується через аортальний клапан в аорту ***9*** і далі в судини великого кола кровообігу.

В гирлі основної артерії людини (*аорті*) знаходиться аортальний клапан, що складається з трьох напівмісячних пелюсток, який відкривається в систолу, пропускаючи кров в аорту. Потім кров рухається артеріями великого і малого кіл кровообігу, а далі *артеріолами* до *капілярів*, віддаючи тканинам кисень та інші необхідні організму поживні речовини та забираючи вуглекислий газ та відпрацьовані продукти обміну речовин. При цьому кров з артеріальної стає *венозною* і прямує назад до серця через велике коло кровообігу в праве передсердя спочатку по *венулам*, далі по дрібним венам і венозним великим стовбурам. У діастолі лівого шлуночка аортальний клапан закривається.

Між правим передсердям і шлуночком знаходиться трикуспідальний клапан, що складається з трьох пелюсток. Його робота ідентична тій, яку виконує мітральний клапан, що знаходиться між лівими передсердям та шлуночком. Коли правий шлуночок наповнюється кров'ю, його м'яз скорочується і під тиском крові трикуспідальний клапан закривається, перешкоджаючи регургітації крові в передсердя. У цей момент (систола) відкривається пульмональний клапан, що знаходиться між правим шлуночком і легеневим стовбуром, і кров спрямовується по малому колу кровообігу в легеневі артерії, де збагачується киснем у легенях.

Клапани серця є гнучкими м'якими оболонками, які під дією надлишкового тиску зворотного потоку крові приймають наповнену форму і перекривають собою потік крові, а під дією прямого потоку втрачають форму і

віджимаються потоком крові до стінок судини або порожнини шлуночка. Розміри, будова та форма мітрального, аортального, трикуспідального та пульмонального клапанів різні. Штучні механічні клапани (рис. 1, *б*), які у більшості випадків використовуються на практиці, виготовляють із відносно жорстких матеріалів різної конструкції з різноманітними шарнірними сполуками. При цьому *гемодинаміка* механічних клапанів значно відрізняється від гемодинаміки натуральних клапанів. Наприклад, потік через однопелюстковий клапан має поперечний переріз у вигляді викривленого еліпса, а потік через двопелюстковий клапан поділяється на три струмені [4]. Тому деталі течії для кожної з конструкцій клапанів вивчаються експериментально, головним чином, в лабораторних умовах з використанням засобів вимірювань, які мають високу просторову роздільну здатність і швидкодію.

У США проводяться понад 80 тисяч операцій із пересадки серцевих клапанів щорічно, а у світі понад 300 тисяч таких операцій [5]. Багато механізмів, що є основою патофізіології та прогресу захворювань серця, ще повністю не вивчені, що створює труднощі у розвитку *медичної терапії*. У зв'язку з цим найефективнішим лікуванням патології уражених клапанів є хірургічне втручання. Зараз для пересадки серцевих клапанів використовуються три види протезів [1, 5, 6], а саме: *механічний*, *біопротезний* та *гомотрансплантантний* клапани. Такі клапани виготовляються рядом фірм та компаній, серед яких можна відзначити *Edwards Lifesciences*, *Medtronic*, *St. Jude Medical*, *Sorin Group*, *Boston Scientific*, *Triflo Medical* та інші. Однак, кожен із видів протезів має свої переваги та недоліки. Так, механічні клапани схильні до інтенсивного утворення тромбів і вимагають довічного споживання антикоагулянтів, які зменшують (але не виключають) ризик закупорки клапанів тромбами. У меншій мірі схильні до ризику тромбоутворення біопротезні серцеві клапани, але їх тривалість використання обмежується мінералізацією пелюсток та їх механічною втомою. Гомотрансплантатні клапани мають такі ж переваги та обмеження, як і біопротезні клапани, але вони мають додаткову проблему, обумовлену обмеженою гнучкістю пелюсток [5, 6].

а *б*

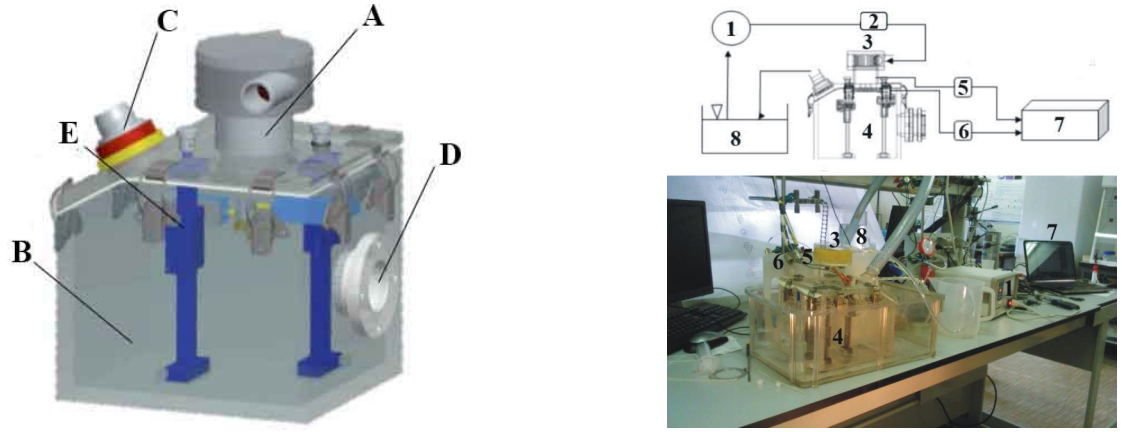
Рис. 2 – Механічний двопелюстковий серцевий клапан виробництва фірми "Sorin Biomedica Cardio" (Італія):
а – відкритий; *б* – напівзакритий через утворення тромбів на одному з пелюсток.

Діагностику роботи механічних клапанів (рис. 2, *а*) in vivo проводять за допомогою діагностичних комплексів *допплерехокардіографії*, *магнітно-резонансної томографії*, *електрокардіографії*, *ультразвукового томографічного вимірювання швидкості*, фонокардіографії, *сейсмокардіографії* та ряду інших методів і приладів [7 – 9]. У цьому обладнанні використовуються різні принципи і механізми реєстрації гемодинаміки всередині серця і, загалом, у всій серцево-судинній системі. Кожен вид діагностики має як свої переваги, так і недоліки, які досить широко висвітлені в науковій літературі. Проте існує проблема створення ефективного, недорогого і мініатюрного діагностичного обладнання для реєстрації утворення тромбу на пелюстках механічних клапанів серця, оскільки тромби перешкоджають відкриттю клапана. Якщо одна із пелюсток закрита, як показано на рис. 2, *б*, необхідно терміново вжити відповідних заходів для заміни клапана або усунення тромбів. Бажано створити такий прилад, щоб пацієнти могли користуватися ним вдома, не отримуючи спеціальної медичної освіти.

Мета роботи – визначення особливостей зміни гідроакустичних параметрів струменевих і вихрових течій, які витікають з відкритого і напівзакритого механічного двопелюсткового серцевого клапана в якості діагностичних ознак тромбоутворення на пелюстці клапана.

Експериментальний стенд та методика досліджень. Дослідження проводились у лабораторії «μLab» Технічного університету «Politecnico di Milano» м. Мілана (Італія). Для вимірювань було використано експериментальний стенд, основою якого була виготовлена з органічного скла ємність (рис. 3, *а*) у вигляді моделі лівого шлуночка серця та лівого передсердя, куди через механічний двопелюстковий мітральний клапан (рис. 2, *а*) подавалася вода. Ємність складалася з моделі камери передсердя **A**, пристрою для кріплення штучного двопелюсткового мітрального клапана та моделі камери лівого шлуночка серця **B**, як показано на рис. 3, *а*. Вода всередину камери лівого шлуночка подавалась через вхідний патрубок, який був у камері передсердя. Всередині камери

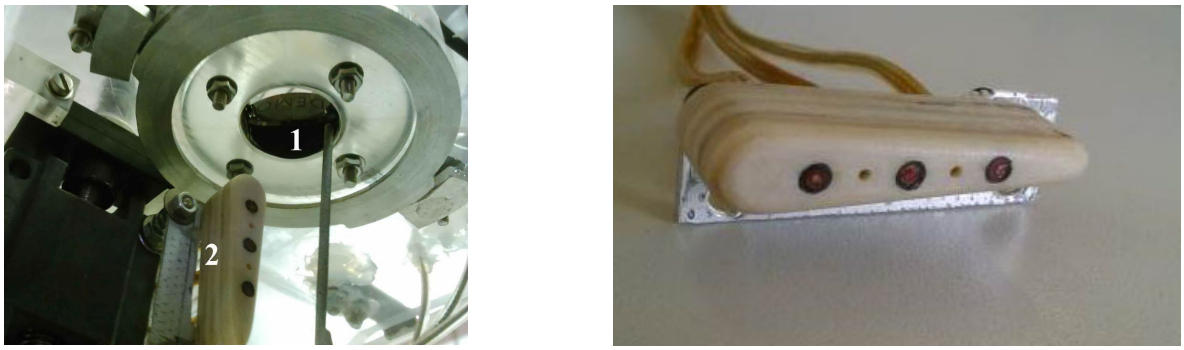
передсердя були встановлені решітки та пористий матеріал, через які вода надходила на мітральний клапан. Ці пристосування використовувалися для створення однорідного потоку, що входить в мітральний клапан, і зменшення збурень цього потоку. Пристрій для кріплення мітрального клапана знаходився між камерою передсердя та камерою лівого шлуночка. На передній стінці експериментальної ємності був фланець **C** для кріплення вихідного патрубка, через який вода витікала назовні з ємності. Всередині експериментальної ємності були виготовлені координатні пристрої **E**, на яких кріпилися датчики тиску та пристрої для закривання пелюсток клапана.



а *б*

Рис. 3 – Експериментальний стенд: *а* – ємність у вигляді моделі лівого передсердя та шлуночка; *б* – схема та фотографія експериментального стенду.

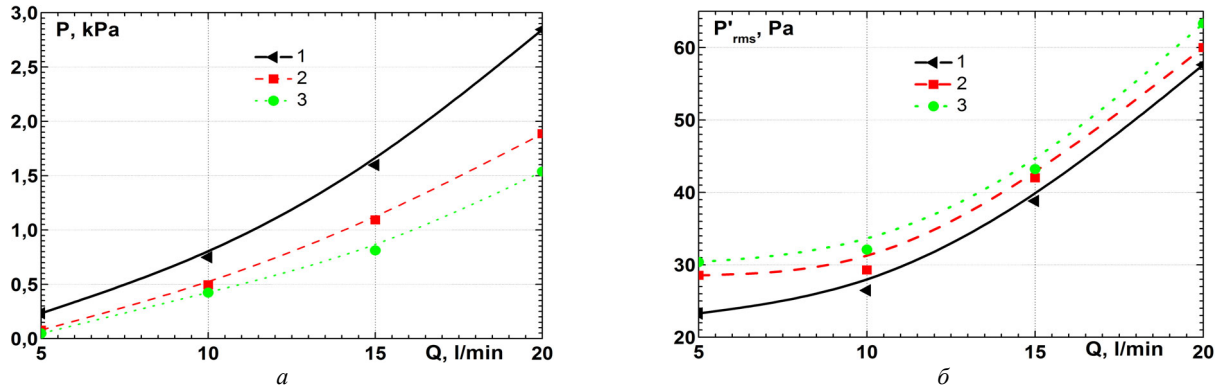
Схема експериментального стенду та його фотографія представлені на рис. 3, *б*. Вода з відкритого резервуара ***8*** подавалась помпою ***1*** через вхідний патрубок камери передсердя ***3*** усередину експериментальної ємності. З вихідного патрубка камери лівого шлуночка ***4*** вода витікала усередину відкритого резервуара ***8***. На вхідному патрубку камери передсердя встановлювався ультразвуковий датчик витрати води ***2***. На стінці камери передсердя розташовувався п'єзорезистивний датчик абсолютного тиску ***5***, а всередині камери шлуночка знаходилися датчики абсолютного тиску та пульсацій тиску ***6***. Електричні сигнали датчиків через попередні підсилювачі та підсилювачі потужності або заряду подавалися на 16-канальний аналогово-цифровий перетворювач, який з'єднувався з персональним комп'ютером ***7***.



а *б*

Рис. 4 – Гідроакустичні засоби вимірювання шумів течії через клапан: *а* – розташування блоку датчиків усередині ємності; *б* – розташування датчиків тиску у вимірювальному блоці.

У дослідженнях був використаний штучний двопелюстковий мітральний клапан «Sorin biomedica cardio (25 LFA)» фірми «Sorin» (Італія) (рис. 2, *а*) діаметром $d = 25$ мм , який встановлювався в пристрій для кріплення мітрального клапана. Нижче мітрального клапана на відстані від 25 мм до 45 мм розташовувалась група мініатюрних датчиків тиску, які вимірювали статичний та динамічний тиск усередині моделі камери лівого шлуночка серця (рис. 4, *а*). Датчики тиску встановлювалися врівень з обтічною поверхнею блоку датчиків ***2*** і блок переміщався за допомогою координатного пристосування вздовж досліджуваних струменів, які витікали з отворів відкритого мітрального клапана ***1***. Блок датчиків (рис. 4, *б*) складався із трьох п'єзокерамічних датчиків пульсацій пристінкового тиску та двох п'єзорезистивних датчиків абсолютного тиску [10 – 12]. Датчики пульсацій тиску мали діаметр чутливої поверхні 1,3 мм, а датчики абсолютного тиску знаходилися під отворами діаметром 1 мм та розташовувалися в блоці між датчиками пульсацій тиску, як показано на рис. 4, *б*. З відкритого двопелюсткового мітрального клапана (рис. 4, *а*) всередину камери лівого шлуночка витікало три струмені (один центральний і два бічні).

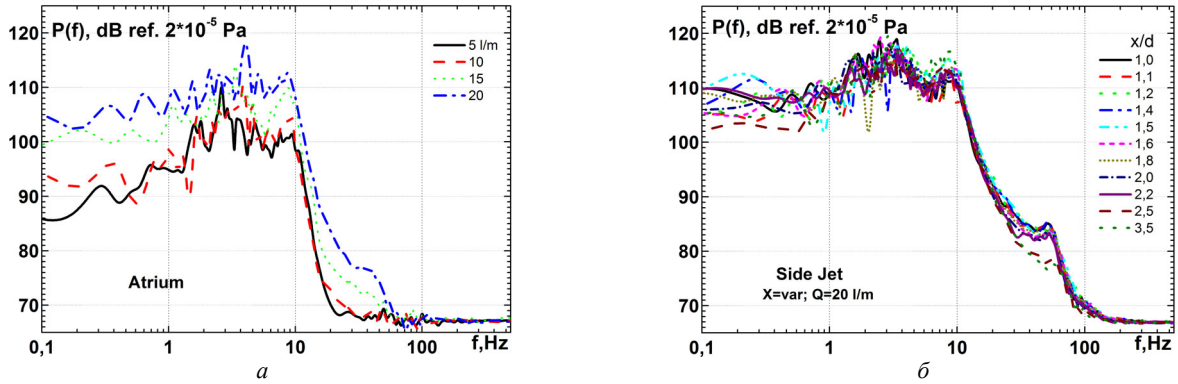


а *б*

Рис. 5 – Інтегральні характеристики гідроакустичних параметрів: *а* – середні значення тиску; *б* – середньоквадратичні значення пульсацій тиску.

Обробка та аналіз експериментальних результатів проводилися з використанням *методів математичної статистики* та *теорії ймовірності*. Статистичні моменти першого та другого порядку визначалися в ході обробки результатів згідно з рекомендаціями, що представлені в роботах [13 – 15]. Спектральні характеристики поля пульсацій тиску та прискорення були отримані з використанням *швидкого перетворення Фур'є* з *ваговими вікнами Ханна* та *Хеннінга*.

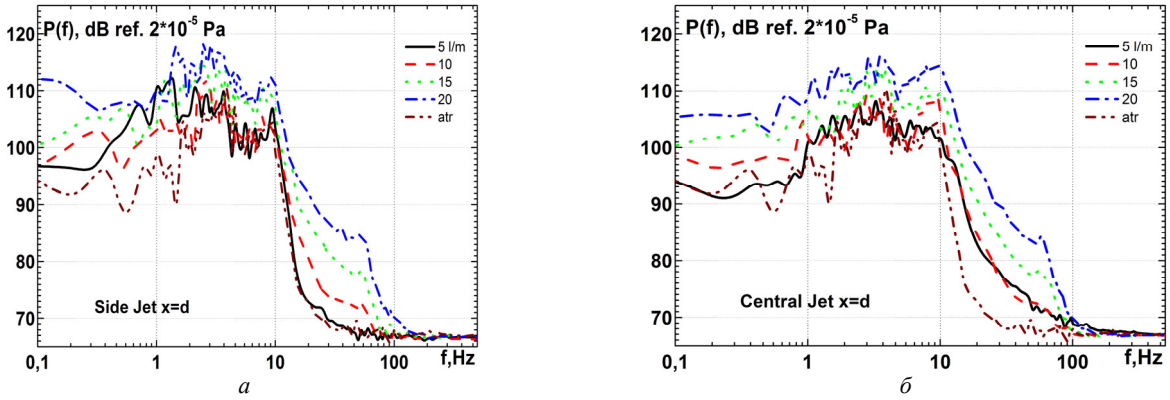
Результати досліджень. Середні значення тиску та середньоквадратичні значення пульсацій тиску всередині моделі камери передсердя (*крива* ***1***) та всередині моделі камери лівого шлуночка (*криві* ***2*** та ***3***) показані на рис. 5. Тут *крива* ***2*** виміряна поблизу бічного струменя, а *крива* ***3*** поблизу центрального струменя на віддаленні близько $d = 25$ мм нижче мітрального клапана. Зі збільшенням витрати води середні та пульсаційні тиски в обох камерах зростали. Поряд із цим темп зростання середнього тиску всередині камери передсердя перевищував темп зростання середнього тиску в камері шлуночка. Поблизу бічного струменя середні значення тиску на (10 – 20) % вищі, ніж поблизу центрального струменя. Найбільша інтенсивність пульсацій тиску спостерігалася поблизу центрального струменя всередині моделі камери лівого шлуночка.



а *б*

Рис. 6 – Спектральні характеристики пульсацій тиску: *а* – всередині камери передсердя; *б* – всередині камери лівого шлуночка поблизу бічного струменя для витрати води 20 л/хв.

Спектральні щільності потужності пульсацій тиску всередині моделі камери передсердя відносно тиску $2*10^{-5}$ Па показані на рис. 6, *а*. Частотні спектри пульсацій тиску виміряні для різних витрат води. Рівні пульсацій тиску всередині моделі камери передсердя зі збільшенням витрати води збільшувалися. В області низьких частот (3 – 5) Гц спостерігалися максимуми спектральних складових пульсацій тиску, які обумовлені особливостями вихрової течії всередині передсердя. Спектральні щільності потужності пульсацій тиску всередині моделі камери лівого шлуночка також відносно тиску $2*10^{-5}$ Па поблизу бічного струменя і витрати води 20 л/хв. показані на рис. 6, *б*. Тут пульсації тиску виміряні на різних відстанях від механічного двопелюсткового серцевого клапана. Як показали результати досліджень, з віддаленням від мітрального клапана спектральні щільності потужності пульсацій тиску поблизу бічного струменя зменшувалися. Коли датчик пульсацій тиску знаходився на відстані більше $2,5d$ нижче відкритого мітрального клапана, спостерігалося значне зменшення спектральних рівнів пульсацій тиску в діапазоні частот (20 – 70) Гц. Це зумовлено тим, що при віддаленні від мітрального клапана дрібномасштабні вихрові структури, що відривалися від пелюсток мітрального клапана та генерували високочастотні пульсації тиску, вироджувалися [16 – 18].



а *б*

Рис. 7 – Спектральні щільності потужності пульсацій тиску у ближньому сліді двопелюсткового мітрального клапана: *а* – поблизу бічного струменя; *б* – поблизу центрального струменя для різних витрат води.

Спектральні щільності потужності пульсацій тиску поблизу бічного та центрального струменя на віддаленні d нижче відкритого мітрального клапана для різних витрат води показані на рис. 7. На цьому ж рисунку для порівняння показані спектри пульсацій тиску всередині моделі камери передсердя для $Q = 5$ л/хв. Зі збільшенням витрати води рівні спектрів пульсацій тиску збільшувалися і спектри розширювалися в область високих частот. Поблизу центрального струменя спектральні щільності потужності пульсацій тиску вищі, ніж поблизу бічного струменя, особливо в області частот (10 – 100) Гц для найменшої витрати води.

Висновки. Результати досліджень показали:

1. Гідродинамічний шум течії через штучний двопелюстковий мітральний клапан збільшувався зі збільшенням витрати води. Найбільша інтенсивність пульсацій тиску спостерігалася поблизу центрального струменя всередині камери лівого шлуночка. Отримані значення середнього тиску у ближньому сліді відкритого мітрального клапана поблизу бічного струменя на (10 – 20) % вищі, ніж поблизу центрального струменя.

2. Спектральні щільності потужності пульсацій тиску поблизу центрального та бічного струменя збільшувалися зі збільшенням витрати рідини та спектри пульсацій тиску розширювалися в область високих частот. Виявлено, що дрібномасштабні вихрові структури, які відривалися від пелюсток мітрального клапана і генерували пульсації тиску в діапазоні частот (20 – 70) Гц, на відстані більше $2{,}5d$ нижче відкритого мітрального клапана вироджувалися.

3. Встановлено, що спектральні щільності потужності пульсацій тиску поблизу центрального струменя вищі, ніж поблизу бічного струменя, особливо в області частот (10 – 100) Гц. Підвищені рівні пульсацій тиску спостерігалися поблизу центрального струменя більше ніж на (12 – 13) дБ відносно гідродинамічного шуму всередині камери передсердя і більше ніж на (5 – 7) дБ стали вище відносно пульсацій тиску поблизу бічного струменя всередині камери лівого шлуночка в діапазоні частот (12 – 15) Гц. У ближчому сліді мітрального клапана підвищення спектральних рівнів поблизу центрального струменя спостерігалися в діапазоні частот (60 – 80) Гц. Гідродинамічні шуми поблизу центрального та бічного струменя стали приблизно рівними у всьому досліджуваному діапазоні частот на відстані більше $3{,}5d$ нижче відкритого механічного двопелюсткового мітрального клапана.

4. Результати досліджень показали, що гідроакустична діагностика стану роботи механічного двопелюсткового клапана серця може бути ефективним засобом діагностування тромбоутворення на пелюстках клапана.

Список літератури

1. *Davidsen A. H.*, *Andersen S.*, *Halvorsen P. A.*, *Schirmer H.*, *Reierth E.*, *Melbye H.* Diagnostic accuracy of heart auscultation for detecting valve disease: a systematic review // BMJ Open. – 2023. – Vol. 13. – ID e068121. http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2022-068121.
2. *Guarina L.*, *Moghbel A. N.*, *Pourhosseinzadeh M. S.*, *Cudmore R. H.*, *Sato D.*, *Clancy C. E.*, *Santana L. F.* Biological noise is a key determinant of the reproducibility and adaptability of cardiac pacemaking and EC coupling // J. Gen. Physiol. – 2022. – Vol. 154. – no 9. – ID e202012613. http://dx.doi.org/10.1085/jgp.202012613.
3. *Leal A.*, *Nunes D.*, *Couceiro R.*, *Henriques J.*, *Carvalho P.*, *Quintal I.*, *Teixeira C.* Noise detection in phonocardiograms by exploring similarities in spectral features // Biomed. Sign. Proc. Contr. – 2018. – Vol. 44. – P. 154 – 167. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.04.015.
4. *Zolfaghari H.*, *Kerswell R. R.*, *Obrist D.*, *Schmid P. J.* Sensitivity and downstream influence of the impinging leading-edge vortex instability in a bileaflet mechanical heart valve // J. Fluid Mech. – 2022. – Vol. 936. – A41. http://dx.doi.org/10.1017/jfm.2022.49.
5. *Sotiropoulos F.*, *Le T. B.*, *Gilmanov A.* Fluid mechanics of heart valves and their replacements // Annu. Rev. Fluid Mech. – 2016. – Vol. 48. – P. 259 – 283. http://dx.doi.org/10.1146/annurev-fluid-122414-034314?requestedContent=related.
6. *Radovanovic M.*, *Nordstrom C. W.*, *Hanna R. D.* Bioprosthetic aortic valve thrombosis and literature review // J. Cardiovasc. Dev. Dis. – 2022. – Vol. 9. – 252. https://doi.org/10.3390/jcdd9080252.
7. *Ota H.*, *Higuchi S.*, *Sun W.*, *Ueda T.*, *Takase K.*, *Tamura H.* Four-dimensional flow magnetic resonance imaging for cardiovascular imaging: From

basic concept to clinical application // CVIA. – 2018. – Vol. 2. – no 2. – P. 85 – 96. http://dx.doi.org/10.22468/cvia.2018.00045.
8. *Jafar N.*, *Moses M. J.*, *Benenstein R. J.*, *Vainrib A. F.*, *Slater J. N.*, *Tran H. A.*, *Donnino R.*, *Williams M. R.*, *Saric M.* 3D transesophageal echocardiography and radiography of mitral valve prostheses and repairs // Echocardiography. – 2017. – Vol. 34. – P. 1687 – 1701. http://dx.doi.org/10.1111/echo.13656.
9. *Taebi A.*, *Mansy H. M.* Time-frequency distribution of seismocardiographic signals. A comparative study // Bioengineering. – 2017. – Vol. 32. – no. 4. – P. 1 – 21. http://dx.doi.org/10.3390/bioengineering4020032.
10. *Voskoboinick V. A.*, *Grinchenko V. T.*, *Makarenkov A. P.* Pseudo-sound behind an obstacle on a cylinder in axial flow // Intern. J. Fluid Mech. Res. – 2005. – Vol. 32. – no. 4. – P. 488 – 510.
11. *Voskoboinick V. A.*, *Voskoboinick A. V.*, *Areshkovych O. O.*, *Voskoboinyk O. A.* Pressure fluctuations on the scour surface before prismatic pier // Proc. 8th International Conference on Scour and Erosion (ICSE 2016) 12 – 15 September 2016. – Oxford, UK, 2016. – P. 905 – 910. http://dx.doi.org/10.1201/9781315375045-115.
12. *Voskoboinick V.*, *Onyshchenko A.*, *Voskoboinyk O.*, *Makarenkova A.*, *Voskobiinyk A.* Junction flow about cylindrical group on rigid flat surface // Heliyon. – 2022. –ID e12595. http://dx.doi.org/10.2139/ssrn.4092211.
13. *Bendat J. S.*, *Piersol A. G.* Random Data : Analysis and Measurement Procedures, 4th Edition. – NY : Willey, 2010. – 640 p.
14. *Voskoboinick V. A.*, *Voskoboinick A. A.*, *Turick V. N.*, *Voskoboinick A. V.* Space and time characteristics of the velocity and pressure fields of the fluid flow inside a hemispherical dimple generator of vortices // J. Eng. Physics and Thermophysics. – 2020. – Vol. 93. – no. 5. – P. 1205 – 1220. https://doi.org/10.1007/s10891-020-02223-3.
15. *Voskoboinick V.*, *Kornev N.*, *Turnow J.* Study of near wall coherent flow structures on dimpled surfaces using unsteady pressure measurements // Flow Turbulence Combust. – 2013. – Vol. 90. – no. 4. – P. 709 – 722. https://doi.org/10.1007/s10494-012-9433-9.
16. *Voskoboinick V.*, *Voskoboinick A.*, *Stepanovitch V.*, *Redaelli A.*, *Lucherini F.*, *Fiore G. B.*, *Siryk S.*, *Chertov O.* Noise of open and semi-closed bileaflet prosthetic mitral valve // Intern. J. Fluid Mech. Res. – 2019. – Vol. 46. – no. 4. – P. 337 – 348. http://dx.doi.org/10.1615/InterJFluidMechRes.v46.i4.50.
17. *Xu W.*, *Yu K.*, *Ye J.*, *Li H.*, *Chen J.*, *Yin F.*, *Xu J.*, *Zhu J.*, *Li D.*, *Shu Q.* Automatic pediatric congenital heart disease classification based on heart sound signal // Artificial Intelligence In Medicine. – 2022. – Vol. 126. – ID 102257. https://doi.org/10.1016/j.artmed.2022.102257.
18. *Voskoboinick V.*, *Voskoboinyk O.*, *Chertov O.*, *Voskoboinick A.*, *Tereshchenko L.* Hydrodynamic noise of pulsating jets through bileaflet mechanical mitral valve // J. BioMed Res. Intern. – 2020. – Vol. 5. – ID 1024096. http://dx.doi.org/10.1155/2020/1024096.

References (transliterated)

1. Davidsen A. H., Andersen S., Halvorsen P. A., Schirmer H., Reierth E., Melbye H. Diagnostic accuracy of heart auscultation for detecting valve disease: a systematic review. *BMJ Open*. 2023, vol. 13, ID e068121. http://dx.doi.org/10.1136/bmjopen-2022-068121.
2. Guarina L., Moghbel A. N., Pourhosseinzadeh M. S., Cudmore R. H., Sato D., Clancy C. E., Santana L. F. Biological noise is a key determinant of the reproducibility and adaptability of cardiac pacemaking and EC coupling. *J. Gen. Physiol*. 2022, vol. 154, no 9, ID e202012613. http://dx.doi.org/10.1085/jgp.202012613.
3. Leal A., Nunes D., Couceiro R., Henriques J., Carvalho P., Quintal I., Teixeira C. Noise detection in phonocardiograms by exploring similarities in spectral features. *Biomed. Sign. Proc. Contr*. 2018, vol. 44, pp. 154–167. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.04.015.
4. Zolfaghari H., Kerswell R. R., Obrist D., Schmid P. J. Sensitivity and downstream influence of the impinging leading-edge vortex instability in a bileaflet mechanical heart valve. *J. Fluid Mech*. 2022, vol. 936, A41. A41. http://dx.doi.org/10.1017/jfm.2022.49.
5. Sotiropoulos F., Le T. B., Gilmanov A. Fluid mechanics of heart valves and their replacements. *Annu. Rev. Fluid Mech*. 2016, vol. 48, pp. 259–283. http://dx.doi.org/10.1146/annurev-fluid-122414-034314?requestedContent=related.
6. Radovanovic M., Nordstrom C. W., Hanna R. D. Bioprosthetic aortic valve thrombosis and literature review. *J. Cardiovasc. Dev. Dis*. 2022, vol. 9, 252. https://doi.org/10.3390/jcdd9080252.
7. Ota H., Higuchi S., Sun W., Ueda T., Takase K., Tamura H. Four-dimensional flow magnetic resonance imaging for cardiovascular imaging: From basic concept to clinical application. *CVIA*. 2018, vol. 2, no 2, pp. 85–96. http://dx.doi.org/10.22468/cvia.2018.00045.
8. Jafar N., Moses M. J., Benenstein R. J., Vainrib A. F., Slater J. N., Tran H. A., Donnino R., Williams M. R., Saric M. 3D transesophageal echocardiography and radiography of mitral valve prostheses and repairs. *Echocardiography*. 2017, vol. 34, pp. 1687–1701. http://dx.doi.org/10.1111/echo.13656.
9. Taebi A., Mansy H. M. Time-frequency distribution of seismocardiographic signals. A comparative study. *Bioengineering*. 2017, vol. 32, no. 4, pp. 1–21. http://dx.doi.org/10.3390/bioengineering4020032.
10. Voskoboinick V. A., Grinchenko V. T., Makarenkov A. P. Pseudo-sound behind an obstacle on a cylinder in axial flow. *Intern. J. Fluid Mech. Res*. 2005, vol. 32, no. 4, pp. 488–510.
11. Voskoboinick V. A., Voskoboinick A. V., Areshkovych O. O., Voskoboinyk O. A. Pressure fluctuations on the scour surface before prismatic pier. *Proc. 8th International Conference on Scour and Erosion (ICSE 2016) 12 – 15 September 2016*. Oxford, UK, 2016. pp. 905–910. http://dx.doi.org/10.1201/9781315375045-115.
12. Voskoboinick V., Onyshchenko A., Voskoboinyk O., Makarenkova A., Voskobiinyk A. Junction flow about cylindrical group on rigid flat surface. *Heliyon*. 2022, ID e12595. http://dx.doi.org/10.2139/ssrn.4092211.
13. Bendat J. S., Piersol A. G. *Random Data : Analysis and Measurement Procedures, 4th Edition*. NY, Willey, 2010. 640 p.
14. Voskoboinick V. A., Voskoboinick A. A., Turick V. N., Voskoboinick A. V. Space and time characteristics of the velocity and pressure fields of the fluid flow inside a hemispherical dimple generator of vortices. *J. Eng. Physics and Thermophysics*. 2020, vol. 93, no. 5, pp. 1205–1220. https://doi.org/10.1007/s10891-020-02223-3.
15. Voskoboinick V., Kornev N., Turnow J. Study of near wall coherent flow structures on dimpled surfaces using unsteady pressure measurements. Flow Turbulence Combust. 2013, vol. 90, no. 4, pp. 709–722. https://doi.org/10.1007/s10494-012-9433-9.
16. Voskoboinick V., Voskoboinick A., Stepanovitch V., Redaelli A., Lucherini F., Fiore G. B., Siryk S., Chertov O. Noise of open and semi-closed bileaflet prosthetic mitral valve. *Intern. J. Fluid Mech. Res*. 2019, vol. 46, no. 4, pp. 337–348. http://dx.doi.org/10.1615/InterJFluidMechRes.v46.i4.50.
17. Xu W., Yu K., Ye J., Li H., Chen J., Yin F., Xu J., Zhu J., Li D., Shu Q. Automatic pediatric congenital heart disease classification based on heart sound signal. *Artificial Intelligence In Medicine*. 2022, vol. 126, ID 102257. https://doi.org/10.1016/j.artmed.2022.102257.
18. Voskoboinick V., Voskoboinyk O., Chertov O., Voskoboinick A., Tereshchenko L. Hydrodynamic noise of pulsating jets through bileaflet mechanical mitral valve. *J. BioMed Res. Intern*. 2020, vol. 5, ID 024096. http://dx.doi.org/10.1155/2020/1024096.

Надійшла (received) 13.04.2023

Відомості про авторів / Сведения об авторах / Information about authors

Воскобійник Володимир Анатолійович – доктор технічних наук, старший науковий співробітник, завідувач відділу гідродинаміки хвильових та руслових потоків, Інститут гідромеханіки НАН України, м. Київ; тел.:

(044) 371-65-57; e-mail: vlad.vsk@gmail.com.

Воскобойник Владимир Анатольевич – доктор технических наук, старший научный сотрудник, заведующий отделом гидродинамики волновых и русловых потоков, Институт гидромеханики НАН Украины, г. Киев; тел.: (044) 371-65-57; e-mail: vlad.vsk@gmail.com.

Voskoboinick Volodymyr Anatolijovych – Doctor of Technical Sciences, Associate Professor, Head at the Department of Hydrodynamics of Wave and Channel Flow, Institute of Hydromechanics of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv; tel.: (044) 371-65-57; e-mail: vlad.vsk@gmail.com.

Редаеллі Альберто – доктор філософії, професор, професор кафедри біоінженерії, Технічний університет «Politecnico di Milano», м. Мілан, Італія; тел.: (+39022) 399-33-75; e-mail: alberto.redaelli@polimi.it.

Редаэлли Альберто – доктор философии, профессор, профессор кафедры биоинженерии, Технический университет «Politecnico di Milano», г. Милан, Италия; тел.: (+39022) 399-33-75; e-mail: alberto.redaelli@polimi.it.

Redaelli Alberto – PhD, Professor, Full Professor at the Department of Bioengineering, Technical University «Politecnico di Milano», Milan, Italy; tel.: (+39022) 399-33-75; e-mail: alberto.redaelli@polimi.it.

Фіоре Бенжаміно – доктор філософії, професор, професор кафедри біоінженерії, Технічний університет «Politecnico di Milano», м. Мілан, Італія; тел.: (+39022) 399-33-77; e-mail: gianfranco.fiore@polimi.it.

Фиорэ Бенжамино – доктор философии, профессор, профессор кафедры биоинженерии, Технический университет «Politecnico di Milano», г. Милан, Италия; тел.: (+39022) 399-33-77; e-mail: gianfranco.fiore@ polimi. it.

Fiore Bengamino – PhD, Professor, Full Professor at the Department of Bioengineering, Technical University «Politecnico di Milano», Milan, Italy; tel.: (+39022) 399-33-77; e-mail: gianfranco.fiore@polimi.it.

Воскобойник Олександр Анатолійович – кандидат технічних наук, старший науковий співробітник відділу технічної гідромеханіки, Інститут гідромеханіки НАН України, м. Київ; тел.: (044) 371-65-57; e-mail: alexandr.vsk@gmail.com.

Воскобойник Александр Анатольевич – кандидат технических наук, старший научный сотрудник отдела технической гидромеханики, Институт гидромеханики НАН Украины, г. Киев; тел.: (044) 371-65-57; e-mail: alexandr.vsk@gmail.com.

Voskoboinyk Oleksandr Anatoliyovych – Candidate of Technical Sciences, Senior Research Fellow at the Department of Technical Hydromechanics, Institute of Hydromechanics of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv; tel.: (044) 371-65-57; e-mail: alexandr.vsk@gmail.com.

Воскобійник Андрій Володимирович – кандидат технічних наук, старший науковий співробітник, старший науковий співробітник відділу гідробіоніки та керування примежовим шаром, Інститут гідромеханіки НАН України, м. Київ; тел.: (044) 371-65-57; e-mail: andrew.vsk@gmail.com.

Воскобойник Андрей Владимирович – кандидат технических наук, старший научный сотрудник, старший научный сотрудник отдела гидробионики и управления пограничным слоем, Институт гидромеханики НАН Украины, г. Киев; тел.: (044) 371-65-57; e-mail: andrew.vsk@gmail.com.

Voskobiinyk Andriy Volodymyrovych – Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Senior Research Fellow at the Department of Hydrobionics and Boundary Layer Control, Institute of Hydromechanics of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kyiv; tel.: (044) 371-65-57; e-mail: andrew.vsk@gmail.com.