

УДК 534.3+611.539

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИСТІННОГО ТИСКУ В ТРУБІ ЗА СТЕНОЗОМ

А. О. БОРИСЮК

Інститут гідромеханіки НАН України, Київ

Одержано 20.12.2001

Вивчено поле пульсацій пристінного тиску в трубі за стенозичним звуженням. Виявлено різке зростання тиску в скінченній області відразу за стенозом і наявність чіткого максимуму перед точкою приєднання відривної течії. Отримано наближені оцінки для відстані від стенозу до точки максимуму тиску та значення самого тиску в цій точці. Вивчення поведінки частотного спектра пульсацій тиску дозволило виявити в ньому низькочастотні максимуми. Встановлено, що вони визначаються відповідними великомасштабними вихорами в регіонах відривної та приєднаної течії, а їхні частоти – характерними частотами формування цих вихорів. Виявлені максимуми є основною відмінністю досліджуваного спектра від спектра пульсацій пристінного тиску, який характерний для повністю розвинутої турбулентної течії в трубі.

Изучено поле пульсацій пристенного давления в трубе за стенозическим сужением. Вывявлен резкий рост давления в конечной области сразу за стенозом и наличие четкого максимума перед точкой присоединения отрывного течения. Получены приближенные оценки для расстояния от стеноза до точки максимума давления и значения самого давления в этой точке. Изучение поведения частотного спектра пульсацій давления позволило выявить в нем низкочастотные максимумы. Установлено, что они определяются соответствующими крупномасштабными вихрями в регионах отрывного и присоединенного течения, а их частоты – характерными частотами формирования этих вихрей. Вывявленные максимумы являются основным отличием исследуемого спектра от спектра пульсацій пристеночного давления, характерного для полностью развитого турбулентного течения в трубе.

Wall pressure in a pipe behind a stenotic narrowing is studied. Sharp increase of pressure in a finite region immediately downstream the stenosis and presence of pronounced pressure maximum upstream the point of re-attachment of separated flow was found. Approximate estimates both for the distance from a stenosis to the point of maximum pressure and the pressure magnitude at this point were obtained. Study of the wall pressure power spectrum allowed to discover low-frequency maxima. They were found to be determined by the appropriate large-scale eddies in the regions of separated and re-attached flow, and their frequencies are close to the characteristic frequencies of the eddies' formation. These maxima are the main distinguishing features of the spectrum under investigation compared to the wall pressure fluctuation spectrum in a fully-developed turbulent pipe flow.

ВСТУП

Локальні стенозичні звуження кровоносних судин часто є причиною серйозних порушень у системі кровообігу. Це може призводити до ішемії органів і тканин тіла, артеріальної гіпертонії, змін у структурі і властивостях матеріалу стінки судини, тромбоутворення тощо [1–3]. При цьому, як показують клінічні дослідження, чим сильніший стеноз, тим гострішу форму захворювання він спричиняє. Виходячи з цього, важливим є виявлення стенозів на ранніх стадіях їх розвитку.

Найбільш розповсюдженим методом отримання інформації про стеноз є артеріографія. Вона базується на введенні в артерію крізь катетер рентгеноконтрастної речовини, отриманні рентгенівського зображення потрібної ділянки судинної системи і подальшому вивченні знімка з метою кількісного визначення ступеня ураження артерії. Однак така методика є інвазивною. Вона пов'язана з ризиком занесення інфекції, виникнення кровотечі тощо, і застосовується, як правило, лише тоді, коли наявність стенозу вже призводить до серйозних клінічних симптомів [2, 3].

За цих обставин особливого значення набуває розроблення неінвазивних методів знаходження стенозу, які б ґрунтувалися на виявленні та аналізі викликаних ним змін гідродинамічних та акустичних характеристик течії. Важливе місце серед таких методів займає метод пасивної локації згенерованого стенозом звукового сигналу (або фоноангіографія) [4–6]. Він передбачає наявність достовірної інформації про фундаментальні механізми генерації звуку в судині та його проходження до поверхні тіла, а також про фактори, що їх визначають. За цієї умови можна розробити модель досліджуваного явища, і в її рамках отримати співвідношення між кореляційно-спектральними характеристиками звукового поля та параметрами судини і течії в ній. Ці співвідношення потім можна використати для знаходження стенозу за аналізом спричинених ним змін у структурі акустичного поля.

Одним із ключових моментів у методі фоноангіографії є правильний опис течії і джерел звуку (пульсацій пристінного тиску) поза стенозом. Як показує аналіз наукової літератури, просторова структура течії і поля тиску поза стенозами

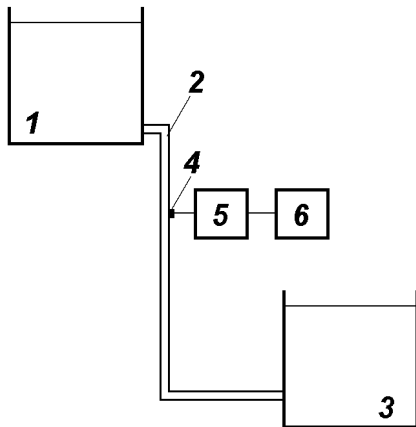


Рис. 1. Схема експериментальної установки:

1 – зливний резервуар; 2 – силиконова трубка;
3 – приймальний резервуар; 4 – датчик тиску;
5 – підсилювач; 6 – частотний аналізатор

найпростіших форм у цілому вивчена непогано. Зокрема, встановлено існування областей збуреної течії та її стабілізації й переходу до стану, який був перед стенозом [2, 3, 7, 8]. На початку ж регіону збурення як правило спостерігається відрив потоку у вигляді струменя й зворотний рух (між струменем і стінкою судини). Швидкість на осі судини в зоні збурення залишається практично такою, як і в стенозі [2, 3, 7–10]. Поле ж пульсацій тиску у цій зоні характеризується різким зростанням амплітуд. При цьому максимального значення тиск досягає перед точкою приєднання струменя [2, 3, 7, 11, 12]. Існують також наближені оцінки для розмірів областей відривної та збуреної течії, відстані від стенозу до точки максимуму пристінного тиску і значення тиску в цій точці [7, 11, 12].

На відміну від просторових характеристик поля пульсацій тиску за стенозом, його спектральні характеристики вивчені недостатньо. Тут можна відзначити кілька робіт [1–3, 7, 11–13], в яких отримано лише загальний вигляд частотного спектра тиску і якісно проаналізовано залежність його рівнів від числа Рейнольдса і ступеня стенозу. Що ж до особливостей форми спектра (такі як локальні максимуми, нахил кривої тощо) та їхнього зв'язку з вихровими утвореннями у течії, вони не були виявлені взагалі або ж їм не приділялося належної уваги. Водночас, ці деталі є важливими для аналізу акустичного поля стенозу [8, 14, 15].

Така нестача інформації про спектральний склад поля пульсацій тиску за стенозом, а також відсутність універсальних оцінок для просторових характеристик тиску і стимулювали проведення

даного дослідження.

Стаття складається зі вступу, двох розділів, висновків, списку літератури і додатку. Опис експериментальної установки та використані при її розробленні міркування й припущення даються у розділі 1. У розділі 2 наводяться і аналізуються результати цього дослідження. Далі формулюються висновки і даються списки цитованої літератури та прийнятих позначень.

1. ЕКСПЕРИМЕНТ

Точне моделювання стенозованої ділянки великої кровоносної судини й течії в ній є складним. Однак, зважаючи на малість характерних масштабів течії та розмірів ділянки, у порівнянні з типовими для шумів потоку крові довжинами акустичних хвиль, можна зробити ряд спрощувальних припущень. Вони дозволять змоделювати основні конструктивні елементи досліджуваного регіону судинної системи в загальноприйнятих межах точності. Як результат, основні характеристики течії *in vitro* будуть схожими на відповідні характеристики течії крові.

Виходячи зі сказаного, було розроблено відповідне експериментальне обладнання, схема якого зображена на рис. 1. Основними його елементами були:

- зливний та приймальний резервуари;
- еластична силиконова трубка, що моделювала велику кровоносну судину;
- плексигласова трубка (довжини 40 см і внутрішнього діаметра $D=18$ мм) із вмонтованими в неї урівень датчиком тиску та голкою для введення фарби (ця система являла собою рухомий вимірювальний блок);
- набір порожнинних жорсткостінних циліндрів діаметра d , що моделювали стеноз.

Робочою рідиною була вода.

При розробленні робочої ділянки експерименту використовувались такі міркування.

Великі кровоносні судини можна вважати пружними тонкостінними трубками внутрішнього діаметра приблизно $0.1 \div 2$ см з відношенням товщини стінки до діаметра порядку $0.04 \div 0.13$ [1–3, 8, 14–17]. Таким умовам задовольняє силиконова трубка, яка використовувалась в експериментах. Крім того, її вибір в якості моделі судини зумовлений їх близькістю і за фізичними характеристиками

Табл. 1. Параметри великої кровоносної судини і силіконової трубки
 (D_v – діаметр, h_v – товщина стінки, E_v – модуль Юнга, ρ_v – масова густина, ν_v – коефіцієнт Пуассона)

	D_v , мм	h_v , мм	h_v/D_v	E_v , Н/м ²	ρ_v , кг/м ³	ν_v
силіконова трубка	16	2	0.125	$1.5 \cdot 10^5$	$1.23 \cdot 10^3$	0.41
велика судина	$0.1 \div 20$	$0.04 \div 2.6$	$0.04 \div 0.13$	$(1.29 \div 10) \cdot 10^5$	$(0.69 \div 1.35) \cdot 10^3$	$0.23 \div 0.57$

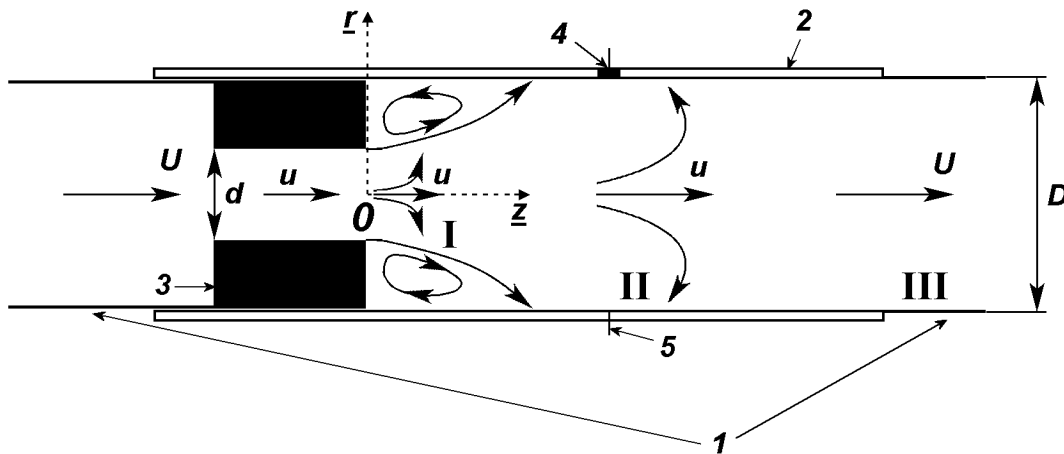


Рис. 2. Схема робочої ділянки експерименту:

1 – силіконова трубка; 2 – плексигласова трубка; 3 – стеноз; 4 – датчик тиску; 5 – голка для введення фарби;

I – область відривної течії; II – область приєднаної, але ще збуреної течії;
 III – область стабілізації й переходу течії до режиму, який був перед стенозом

(табл. 1), а також тим, що силіконові трубки часто використовуються як механічний аналог судин в дослідженнях *in vitro* [8, 16, 18]. Включення жорсткостінного вимірювального блоку не є суттєвим для трактування результатів даної роботи. Пояснюється це тим, що довжина його ділянки, яка контактувала із течією, не перевищувала 30 см. А цього було недостатньо, щоб при розглянутих в експерименті швидкостях мати суттєвий вплив жорсткості на характеристики течії.

Стеноз моделюється порожнинним жорсткостінним циліндром. Припущення про абсолютну жорсткість стінок пошкодженої ділянки судини пояснюється тим, що стінки артеріального стенозу часто характеризуються великою жорсткістю, зумовленою їх кальцифікацією [1–3, 7, 8, 11, 16]. Циліндричність же дає змогу з'ясувати роль найважливішої геометричної характеристики стенозу, якою є площа його мінімального поперечного перерізу (ступінь стенозу).

Кров. Типовим заміником крові в експеримен-

тах *in vitro* є вода кімнатної температури. Така заміна робиться і в даному дослідженні. Вона зумовлена близькістю крові й води за масовою густиною та швидкістю звуку в середовищі. Для крові вони відповідно дорівнюють 1050 кг/м^3 і 1500 м/с [1–3], а для води – 1000 кг/м^3 і 1500 м/с . Також часто вважається, що кров є нестисливою однорідною ньютонівською рідиною (останнє припущення справедливе при швидкостях зсуву порядку 50 с^{-1} і вище, які зазвичай спостерігаються у великих артеріях) [2, 3]. Відмінність крові й води за в'язкістю компенсується вибором таких швидкостей, при яких течії крові і води будуть подібними за числом Рейнольдса.

Течія. В даній роботі вивчається квазістаціонарний рух як перше наближення при моделюванні реальної картини течії. Підставою для цього служить той факт, що об'ємна витрата крові протягом серцевого циклу є слабозмінюваною функцією в порівнянні з флуктуаціями параметрів збуреної стенозом течії. Так, частоти серцевого циклу та об'ємної витрати

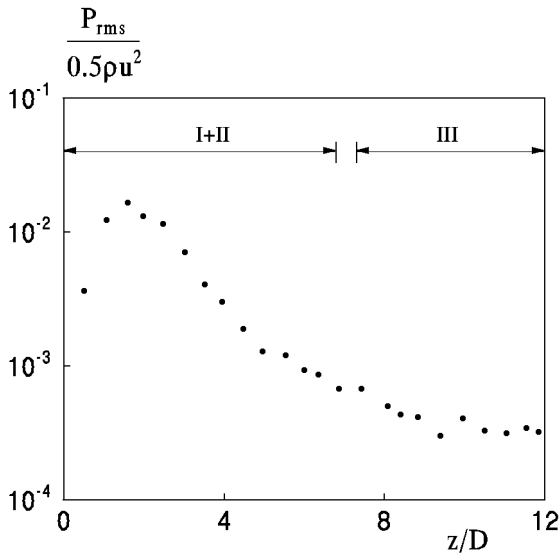


Рис. 3. Осьовий розподіл тиску p_{rms} поза стенозом: $d=9$ мм, $S=75\%$, $U=0.25$ м/с, $Re_D=4500$

є величинами порядку 1 Гц, тоді як частоти флуктуацій параметрів потоку знаходяться в межах від 20 Гц до 1 кГц.

Функціонувала експериментальна установка таким чином. За рахунок різниці рівнів води у зливному і приймальному резервуарах у силіконовій трубці створювалась течія з бажаними витратними характеристиками. У стенозі вона збурювалась, залишаючись такою в скінченній області поза ним. Тут спостерігались відрив (зона I на рис. 2) та приєднання (зона II) течії. Далі відбувались її стабілізація (зона III) й поступовий перехід до незбуреного стану, який спостерігався перед стенозом. У регіоні збуреної течії (зони I і II) вимірювались пульсації пристінного тиску p_t і вивчалися його статистичні характеристики.

З'єднання силіконової та плексигласової трубок було таким, що воно, з одного боку, не викликало додаткових збурень потоку, а з іншого – дозволяло рухати плексигласову трубку уздовж і навколо своєї осі. Це давало можливість проводити вимірювання при різних значеннях осьової і кутової координат. Плавне введення фарби крізь розташований навпроти датчика голку дозволяло візуально визначати місцезнаходження точки приєднання відривної поза стенозом течії й положення датчика (точки вимірювання) відносно неї.

Осереднена осьова швидкість незбуреної течії U визначалась як відношення об'єму води Q , що по-

трапила до проградуйованого по літрах приймального резервуара за час роботи аналізатора T , до площі поперечного перерізу нестенозованої ділянки трубки $\pi D^2/4$ і часу T :

$$U = \frac{Q}{T\pi D^2/4}. \tag{1}$$

Швидкість течії u в стенозі знаходилася з умови збереження маси на стенозованій і нестенозованій ділянках трубки:

$$u = U(D/d)^2. \tag{2}$$

Щоб мати подібність за числом Рейнольдса $Re_D = UD/\nu$ (де ν – в'язкість рідини) між досліджуваною течією і течією крові у великій кровоносній судині, в експерименті розглядалися швидкості $U < 0.44$ м/с. Для такого діапазона швидкостей Re_D було меншим від 7000, що типово для великих артерій [1–3, 7, 8, 12, 13].

2. РЕЗУЛЬТАТИ

Осесиметричність і коаксіальність трубок та стенозу зумовлювали осесиметричність (у першому наближенні) течії на робочій ділянці експерименту, а відтак і осесиметричність досліджуваного поля тиску p_t . Ця властивість поля p_t була підтверджена шляхом порівняння відповідних даних, отриманих при різних значеннях кутової і однакових значеннях осьової координат. При цьому слід відзначити, що в даній роботі йдеться лише про дві статистичні характеристики випадкового поля тиску p_t , які часто вибираються при вивченні його структури за стенозом [7, 11, 12]. Перша з них – середньоквадратичний тиск

$$p_{rms} = \sqrt{\langle p_t^2 \rangle}$$

(де дужки $\langle \dots \rangle$ означають осереднення по часу), а друга – частотний спектр $P(f)$, зв'язаний з p_{rms} співвідношенням

$$p_{rms}^2 = \int_{-\infty}^{\infty} P(f)df.$$

2.1. Середньоквадратичний тиск

На рис. 3 зображено типовий для даного експерименту осьовий розподіл середньоквадратичного тиску p_{rms} . Бачимо, що в збуреній течії (зони I і II) p_{rms} спочатку швидко зростає з ростом відстані від стенозу, досягаючи максимуму у точці $z=L_{max}$. Потім p_{rms} досить швидко спадає і

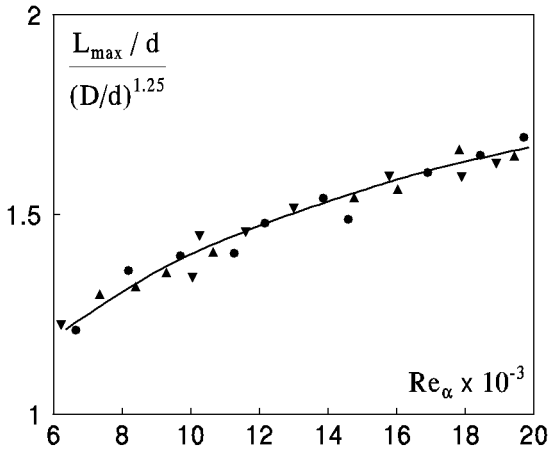


Рис. 4. Залежність відстані L_{\max} від числа Рейнольдса Re_d й відношення діаметрів D/d :
 \triangle – $S = 56\%$; \bullet – $S = 75\%$; ∇ – $S = 89\%$;
 крива – $0.127(Re_d)^{0.26}$

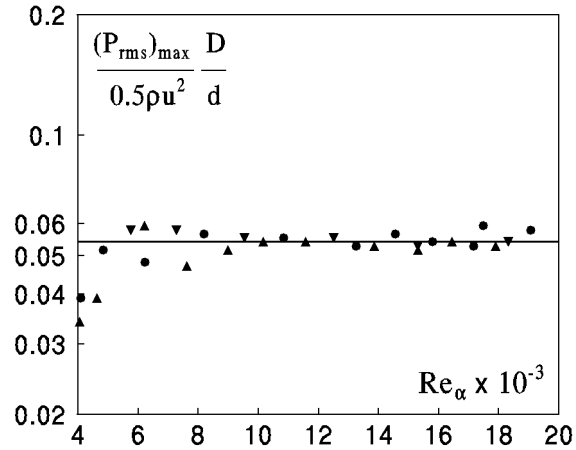


Рис. 5. Максимальний тиск $(p_{rms})_{\max}$ для стенозів різного ступеня S і різних значень числа Рейнольдса Re_d :
 \triangle – $S = 56\%$; \bullet – $S = 75\%$; ∇ – $S = 89\%$; пряма – 0.054

в області стабілізації течії III поступово набуває відносно сталого мінімального значення. Ширина максимуму функції $p_{rms}(z)$ (який, фактично, визначає довжину регіону збуреної стенозом течії) не перевищує семи діаметрів судини. Аналогічні оцінки для поздовжнього розміру областей I і II були отримані і для інших значень параметрів експерименту, що узгоджується з оцінками роботи [2].

Аналіз положення точки максимуму $z = L_{\max}$ і значень функції $p_{rms}(z)$ для стенозів різного ступеня $S = (1 - d^2/D^2) \times 100\%$ і різних швидкостей потоку U показує, що:

- ця точка знаходиться між стенозом і точкою приєднання відривної течії (див. рис. 2) у межах $z/D \approx 1.3 \div 2.6$;
- збільшення/зменшення S або U викликає збільшення/зменшення інтенсивності течії, яке спричиняє відповідне зростання/спадання тиску p_{rms} .

Схожі оцінки для меж положення точки максимуму тиску p_{rms} наводяться в роботах [2, 3, 7, 12].

Щоб мати кількісну залежність відстані L_{\max} від ступеня стенозу S і числа Рейнольдса струменя $Re_d = ud/\nu$, було зроблено припущення, що вона має вигляд

$$\frac{L_{\max}}{d} = \alpha(Re_d)^\beta (D/d)^\gamma. \quad (3)$$

При варіюванні значень параметрів α , β і γ було встановлено (рис. 4), що для стенозів різно-

го ступеня, коли відношення L_{\max}/d нормувалось величиною $(D/d)^{1.25}$ ($\gamma = 1.25$), дані в середньому підпорядковувались залежності типу (3) при $\alpha = 0.127$, $\beta = 0.26$. При цьому коефіцієнт відносно го відхилення

$$\zeta = \sum_{i=1}^N \zeta_i / N,$$

$$\zeta_i = \left| 1 - \frac{\alpha(Re_d)^\beta (D/d)^\gamma}{L_{\max}/d} \right|_{Re_d=(Re_d)_i},$$

(N – число вимірювань) дорівнював 0.115. Це свідчить про незначну розбіжність експериментальних і розрахованих за формулою (3) значень для L_{\max} . Тому можна вважати, що

$$\frac{L_{\max}}{d} \approx 0.127(Re_d)^{0.26} (D/d)^{1.25}, \quad (4)$$

$$\frac{L_{\max}}{D} \approx 0.127(Re_d)^{0.26} (D/d)^{0.25}. \quad (5)$$

Оцінки (4) та (5) непогано узгоджуються із наведеними у роботі [7] оцінками для відстані L_{\max} і вказують на те, що при збільшенні/зменшенні числа Рейнольдса струменя Re_d або ступеня стенозу S точка максимуму тиску p_{rms} зміщується вправо/вліво.

Дослідження поведінки максимального тиску $(p_{rms})_{\max}$ у точці $z = L_{\max}$ показують, що $(p_{rms})_{\max}$ (як і тиск p_{rms} у всій області течії,

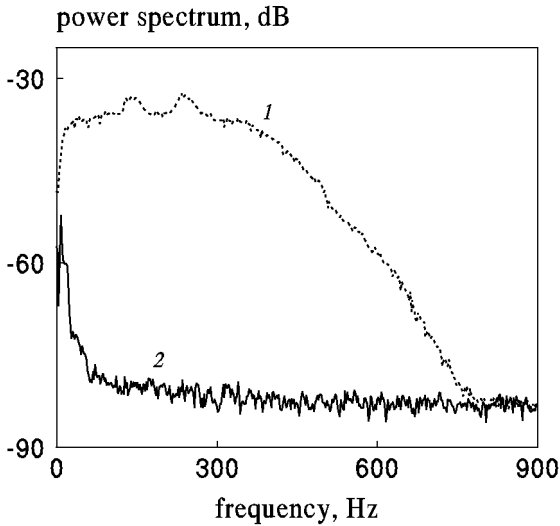


Рис. 6. Частотний спектр $P(f)$ у точці $z = L_{\max}$ при швидкості осередненої течії $U = 0.35$ м/с ($Re_D = 6300$):
1 – стеноз ($d = 10$ мм, $S = 69\%$); 2 – оточуючий шум

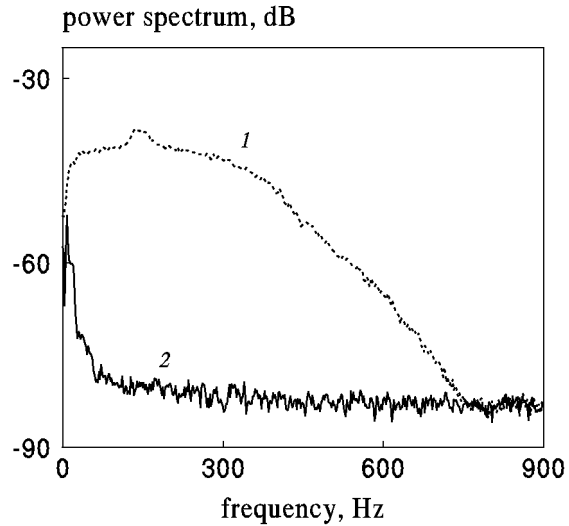


Рис. 7. Частотний спектр $P(f)$ у точці $z = 4D$ при швидкості осередненої течії $U = 0.35$ м/с ($Re_D = 6300$):
1 – стеноз ($d = 10$ мм, $S = 69\%$); 2 – оточуючий шум

яка досліджується) зростає/спадає зі збільшенням/зменшенням S або Re_d . При цьому, починаючи зі значення $Re_d \approx 8500$, він приблизно пропорційний динамічному тиску струменя $\rho u^2/2$ і відношенню діаметрів d/D стенозованої і нестенозованої ділянок судини (рис. 5):

$$\frac{(p_{rms})_{\max}}{0.5\rho u^2} \frac{D}{d} \approx 0.054, \quad Re_d > 8500. \quad (6)$$

Схожі оцінки для $(p_{rms})_{\max}$ отримано і в роботах [7, 12].

2.2. Частотний спектр поля пульсацій тиску

На рис. 6 і 7 наведено типові результати вимірювань частотного спектра $P(f)$ пульсацій тиску на стінці за стенозом. Вимірювання проводились у регіонах I відривної (рис. 6) та II приєднаної (рис. 7) течій. Бачимо, що в обох випадках спектр $P(f)$ в цілому схожий на спектр пульсацій пристінного тиску у повністю розвиненій турбулентній течії в трубі [19, 20]. Його низькочастотна область є енергонасиченою і характеризує розподіл енергії течії по великомасштабних енергонасичених вихорах. Високочастотна ж область відповідає дрібно-масштабним вихорам, які містять незначну частину енергії течії. Тому рівень спектра $P(f)$ тут значно нижчий за рівень у низькочастотній області і швидко спадає з ростом частоти (що відповідає зменшенню енергонасиченості вихорів зі зменшенням їхніх розмірів).

Особливість досліджуваного спектра $P(f)$ полягає в наявності максимумів в області низьких частот (два максимуми на рис. 6 і один на рис. 7). Аналіз структури течії та розподілу її енергії по вихорах за стенозом (див. рис. 2) показує, що вказані максимуми визначаються відповідними великомасштабними вихровими структурами в регіонах відривної та приєднаної течій, а їхні частоти – характерними частотами формування цих структур:

- у зоні відривної течії I (якій відповідає рис. 6) – це вихори розмірів порядку $d/2$, що рухаються у струмені зі швидкостями порядку u і характеризуються частотами порядку

$$f_{ch}^{(1)} = \frac{2u}{d}, \quad (7)$$

- у зоні зворотного руху між струменем і стінкою трубки вихори розмірів порядку $(D-d)/2$, які характеризуються частотами порядку

$$f_{ch}^{(2)} = \frac{2u_c}{D-d} \quad (8)$$

(тут $u_c \sim 0.45 \div 0.6u$ – швидкість конвекції на зовнішній межі струменя [8, 9]).

- у регіоні приєднаної течії II (якій відповідає рис. 7) – це вихори розмірів порядку $D/2$, які рухаються зі швидкостями порядку u і ха-

ктеризуються частотами порядку

$$f_{ch}^{(3)} = \frac{2u}{D}. \quad (9)$$

Ілюстрацією сказаного може бути табл. 2, в якій для порівняння наведено частотні межі виявлених на рис. 6 і 7 максимумів та значення відповідних частот (7)–(9). Бачимо непогану узгодженість теоретичних та експериментальних даних.

Вивчення поведінки спектра $P(f)$ за стенозами різного ступеня S при однакових значеннях числа Рейнольдса Re_D показує (рис. 8), що:

- 1) форма спектра $P(f)$ практично не залежить від ступеня стенозу;
- 2) рівень спектра в цілому зростає/спадає зі збільшенням/зменшенням S ;
- 3) положення максимумів у спектрі змінюється при зміні S відповідно до змін частот (7)–(9).

Перший ефект пояснюється сталістю загальної структури течії і поля пульсацій пристінного тиску при зміні S , а другий зумовлений відповідним збільшенням/зменшенням інтенсивності течії й тиску p_t . Третій же ефект спричиняється зміною розмірів і швидкостей руху вихорів, а відтак – відповідною зміною характерних частот їх формування (7)–(9).

Вплив числа Рейнольдса Re_D на $P(f)$ у зонах течії I і II ілюструється рис. 9, де зображено спектри, які згенеровані одним і тим самим стенозом при різних значеннях Re_D . Порівняльний аналіз кривих 1 і 2 на кожному рисунку показує, що варіації у спектрі $P(f)$, які зумовлені зміною Re_D , якісно схожі на варіації у частотному спектрі, які спричинені змінами ступеня стенозу, тобто:

- 1) зміна значення числа Re_D практично не позначається на формі спектра $P(f)$;
- 2) збільшення/зменшення Re_D спричиняє зростання/спадання рівня спектра $P(f)$;
- 3) зміна значення Re_D зумовлює зміну положень максимумів у спектрі $P(f)$ відповідно до змін частот (7)–(9).

Пояснення цих ефектів аналогічне поясненню ефектів, які викликані зміною ступеня стенозу.

ВИСНОВКИ

Для моделювання поля пульсацій пристінного тиску за стенозом у великій кровоносній судині

було розроблено методику досліджень і створено відповідне експериментальне обладнання. Зроблені при цьому припущення стосовно течії крові, стенозу й судини добре узгоджуються із загальноприйнятими у даній області досліджень. Це дає право говорити про те, що отримані в експерименті характеристики поля пульсацій тиску схожі на відповідні характеристики тиску, які виникають у реальних умовах. Проведений для типових значень параметрів течії і стенозу аналіз цих характеристик дозволяє зробити такі висновки.

1. Стеноз збурює течію, що призводить до різкого зростання пульсацій пристінного тиску p_t в скінченній області поза ним. При цьому максимального значення тиск p_t досягає перед точкою приєднання відривної течії.
2. Поздовжній розмір регіону збуреної течії не перевищує семи діаметрів судини.
3. Для вибраної форми стенозу відстань L_{\max} від нього до точки максимуму тиску p_t знаходиться приблизно у межах $1.3 \div 2.6$ діаметра судини D . При збільшенні/зменшенні числа Рейнольдса струменя Re_d або ступеня стенозу S ця точка зміщується вправо/вліво відповідно до оцінок (4) та (5).
4. Інтенсивність поля пульсацій тиску зростає/спадає зі збільшенням/зменшенням ступеня стенозу або швидкості течії. При цьому, для значень $Re_d > 8500$, амплітуда максимального тиску в точці $z = L_{\max}$ приблизно пропорційна динамічному тиску струменя поза стенозом $\rho u^2/2$ і відношенню діаметрів d/D стенозованої й нестенозованої ділянок трубки (оцінка (6)).
5. Частотний спектр $P(f)$ поля p_t у збуреній за стенозом течії в цілому схожий на спектр пульсацій пристінного тиску у повністю розвиненій турбулентній течії в трубці. Характерна особливість досліджуваного спектра $P(f)$ полягає в наявності максимумів у діапазоні низьких частот. Ці максимуми визначаються відповідними великомасштабними вихорами у зонах відривної й приєднаної течій, а їх частоти – характерними частотами формування цих вихорів (формули (7)–(9)).
6. Форма спектра $P(f)$ практично не залежить від ступеня стенозу S або числа Рейнольдса Re_D , рівень спектра в цілому зростає/спадає зі збільшенням/зменшенням S або Re_D , а положення максимумів у $P(f)$ змінюється при

Табл. 2. Частотні межі максимумів у спектрі $P(f)$ і значення відповідних частот (7)–(9), Гц

рис. 6	рис. 6	рис. 7
$126 \leq f \leq 164$	$220 \leq f \leq 266$	$122 \leq f \leq 166$
$f_{ch}^{(2)}$ в діапазоні $127.6 \div 170.1$	$f_{ch}^{(1)} = 226.8$	$f_{ch}^{(3)} = 126$

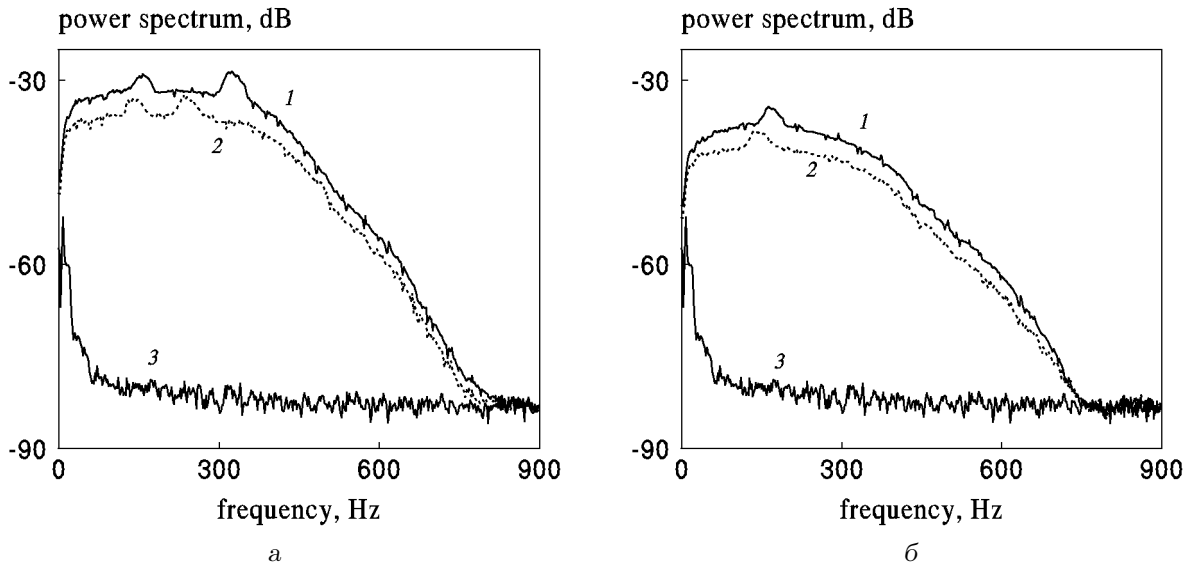


Рис. 8. Частотний спектр $P(f)$ у точках $z = L_{\max}$ (а) і $z = 4D$ (б) при швидкості осередкової течії $U = 0.35$ м/с ($Re_D = 6300$): 1 – стеноз ($d = 9$ мм, $S = 75\%$); 2 – стеноз ($d = 10$ мм, $S = 69\%$); 3 – оточуючий шум

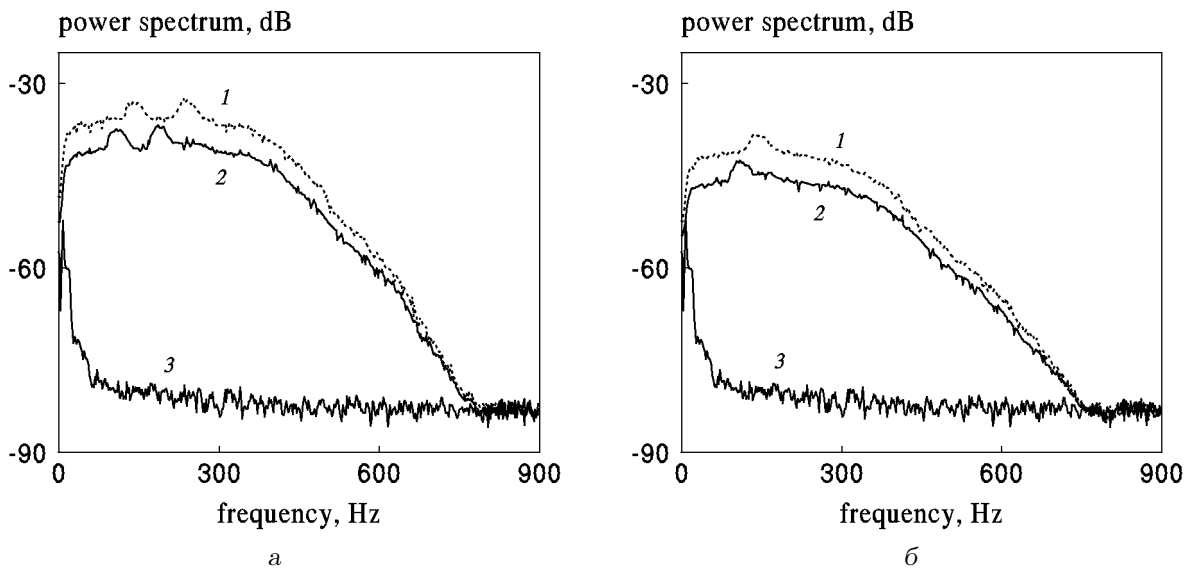


Рис. 9. Частотний спектр $P(f)$ за стенозом ступеня $S = 69\%$ ($d = 10$ мм) у точках $z = L_{\max}$ (а) і $z = 4D$ (б): 1 – $U = 0.35$ м/с ($Re_D = 6300$); 2 – $U = 0.27$ м/с ($Re_D = 4860$); 3 – оточуючий шум

зміні цих параметрів відповідно до змін частот (7)–(9).

7. Отримані в експерименті дані створюють необхідну основу для проведення об'єктивного аналізу характеристик згенерованого стенозом звукового поля.

ПОДЯКА

Автор висловлює подяку фонду Alexander von Humboldt (Німеччина) за фінансування даного дослідження.

1. Berger S. A., Jou L.-D. Flows in stenotic vessels // Ann. Rev. Fluid Mech.– 2000.– **32**.– P. 347–382.
2. Young D. F. Fluid mechanics of arterial stenoses // J. Biomech. Eng.– 1979.– **101**.– P. 157–175.
3. Миролюбов С. Г. Гидродинамика стеноза // Современ. пробл. биомех.– 1983.– **1**.– С. 73–136.
4. Lees R. S., Dewey C. F., jr. Phonoangiography: a new noninvasive diagnostic method for studying arterial disease // Proc. Nat. Acad. Sci.– 1970.– **67**.– P. 935–942.
5. Duncan, G. W., Gruber, J. O., Dewey, C. F., jr., Myers, G. S., Lees, R. S. Evaluation of carotid stenosis by phonoangiography // New Eng. J. Med.– 1975.– **293**.– P. 1124–1128.
6. Pitts W. H., Dewey C. F., jr. Spectral and temporal characteristics of post-stenotic turbulent wall pressure fluctuations // ASME J. Biomech. Eng.– 1979.– **101**.– P. 89–95.
7. Clark C. Turbulent wall pressure measurements in a model of aortic stenosis // J. Biomech.– 1977.– **10**.– P. 461–472.
8. Борисюк А. А. Моделирование генерации шума стенозом в сосуде // Акуст. вісн.– 2000.– **3**, N 2.– С. 3–18.
9. Abdallah S. A., Hwang N. H. C. Arterial stenosis murmurs: an analysis of flow and pressure fields // J. Acoust. Soc. Amer.– 1988.– **83**, N 1.– P. 318–334.
10. Giddens D. P., Mabon R. F., Cassanova R. A. Measurements of disordered flow distal to subtotal vascular stenosis in the thoracic aorta of canines // Circ. Res.– 1976.– **39**.– P. 112–119.
11. Fredberg J. J. Origin and character of vascular murmurs: model studies // J. Acoust. Soc. Amer.– 1977.– **61**.– P. 1077–1085.
12. Tobin R. J., Chang I. D. Wall pressure spectra scaling downstream of stenoses in steady tube flow // J. Biomech.– 1976.– **9**.– P. 633–640.
13. Kim B., Corcoran W. K. Experimental measurement of turbulence spectra distal to stenosis // J. Biomech.– 1974.– **7**.– P. 335–342.
14. Borisyuk A. O. Modelling of the acoustic properties of the larger human blood vessel // Акуст. вісн.– 1998.– **1**, N 3.– С. 3–13.
15. Borisyuk A. O. Noise field in the human chest due to turbulent flow in a larger blood vessel // Flow, Turbulence and Combustion.– 1999.– **61**.– P. 269–284.
16. Iudicello F., Collins M. W., Henry F. S., Javris J. C., Shortland A., Black R., Salmons S. A review of modelling for arterial vessels – simplified ventricular geometries // Advances in Fluid Mechanics. Computational Mechanics Publications.– Southampton, Boston, 1997.– P. 179–194.
17. Wang J., Tie B., Welkowitz W., Semmlow J. L., Kostis J. B. Modeling sound generation in stenosed coronary arteries // IEEE Trans. Biomed. Eng.– **37**.– 1990.– P. 1087–1094.
18. Kirkeeide R. L., Young D. F., Cholvin N. R. Wall vibrations induced by flow through simulated stenoses in models and arteries // J. Biomech.– 1977.– **10**.– P. 431–441.
19. Blake, W. K., Ed. Mechanics of flow-induced sound and vibration: in 2 vols.– New York: Academic Press, 1986.– 954 p.
20. Borisyuk A. O., Grinchenko V. T. Vibration and noise generation by elastic elements excited by a turbulent flow // J. Sound Vib.– 1997.– **204**.– P. 213–237.

ДОДАТОК.

СПИСОК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

- D – діаметр трубки;
 d – діаметр стенозу;
 S – ступінь стенозу;
 U – швидкість незбуреної течії;
 u – швидкість збуреної течії;
 u_c – конвективна швидкість;
 Q – об'єм рідини;
 ν – в'язкість рідини;
 ρ – густина рідини;
 Re_D – число Рейнольдса течії;
 Re_d – число Рейнольдса струменя;
 T – час роботи аналізатора;
 f – частота;
 z – осьова координата;
 p_t – пульсації пристінного тиску;
 p_{rms} – середньоквадратичний тиск;
 $(p_{rms})_{max}$ – максимальний тиск p_{rms} ;
 L_{max} – відстань від стенозу до точки максимуму тиску p_{rms} ;
 ζ – коефіцієнт відносного відхилення;
 $f_{ch}^{(i)}$ – характерні частоти формування вихорів ($i = 1, 2, 3$).