

І. В. Шелевицький¹, В. А. Шелевицька², Б. С. Семенов³¹Криворізький національний університет,
кафедра інформатики та прикладної математики
комп'ютерних систем та мереж,²Дніпровська медична академія,
кафедра педіатрії, сімейної медицини та
клінічної лабораторної діагностики,³Національний авіаційний університет

ЧАСТОТНО-ЧАСОВИЙ АНАЛІЗ СЕРЦЕВИХ ЗВУКІВ У СПЛАЙНОВИХ БАЗИСАХ

© Шелевицький І. В., Шелевицька В. А., Семенов Б. С., 2016

Розглянуто вирішення вказаних задач за допомогою сплайнів. Із застосуванням сплайнів отримано єдину модель для усіх трьох задач й поєднано простоту розрахунків із гнучкістю моделі. Для фільтрації та сегментації акустичних сигналів застосовуються сплайн-фільтри, аналогічні фільтрам Савицького–Голея. Різна ширина фрагментів сплайна дає змогу досягти різного згладжування й відповідно виділення фрагментів різної деталізації. Інструментом виділення тонів серця є частотно-часовий LSS-аналіз, де розклад відбувається завдяки різномасштабній апроксимації сплайнами за методом найменших квадратів. Для виділення значимих частотно-часових складових застосовують селекцію коефіцієнтів розкладу на значимість за t-критерієм Стьюдента. Для врахування наявності сигналів у різних частотних смугах розкладу застосовано оригінальний алгоритм зворотної оцінки залишків наближення. Результатом є набір параметрів частотно-часового розкладу, що детально характеризують тони серця. Це дає змогу порівнювати схожість тонів у різні періоди спостереження, формувати узагальнений тон та використовувати вказані параметри для класифікації серцевих тонів.

Ключові слова: частотно-часовий розклад, сплайни, серцеві шуми, фільтрація, критерій Стьюдента.

Splines have been used for the solution of the considered problems. This allows getting a single model for the three tasks and combine flexibility of the model with ease of calculations. For filtering and segmentation of acoustic signals spline filters that are similar to Savitsky-Golay filters have been used. Various widths of spline fragments provides a possibility to have different smoothness and select fragments of varying detalization. Selection tool for the heart tones is time-frequency LSS analysis, where decomposition is based on scaled spline approximation with the method of least squares. To distinguish significant time-frequency components, selection of coefficients by Student's t-test is used. To take into account the presence of signals in different frequency bands, original decomposition algorithm of reverse estimate of the residuals is used. As the result we have the set of parameters of time-frequency transform that characterize cardiac signals in details. This allows comparing the similarity of tones at different periods of observation, to form a generalized tone and use these parameters for classification of heart sounds.

Key words: time-frequency transform, spline, murmur, computer vision, filtering, Student's t-test.

Вступ. Загальна постановка проблеми

Незважаючи на розвиток ультразвукових та томографічних методів дослідження серця, вислуховування звуків серця (cardiac murmur) не втрачає актуальності. Це зумовлено, з одного боку, високою вартістю та тривалістю ультразвукових досліджень, що не дозволяє їм стати

моніторинговими навіть у розвинених країнах. З іншого боку, залишається значна частина патологій серця, які важко виявити без прослуховування серця [1]. Особливо важливого значення набувають методи аускультативної (вислуховування) у педіатрії та неонатології. Так, із 408 ехокардіограм, записаних у 350 немовлят у післяпологових палатах, серцеві шуми були наявні у 58 %. Серед дітей із шумами 26 % мали нормальну ехокардіограму, у 2 % виявлено структурні аномалії серця, у 38 % були незначні структурні аномалії серця, у 34 % – перехідні зміни кровообігу [2]. За даними іншого дослідження, у 36 % новонароджених із виявленими в перші 48 годин життя “невинними” серцевими шумами, у віці 6 тижнів виявляють структурні аномалії серця. Значну частину патологічних станів при цьому не було діагностовано ехокардіографічно [3].

Сучасні електронні технології дають змогу перейти до якісно нових технологій акустичного прослуховування серця. Це зумовлено появою електронних стетоскопів, які дають змогу підсилювати та записувати акустичні сигнали. Електронні стетоскопи дозволяють краще чути звуки, відтворювати їх та фіксувати графічно, що робить цей метод об’єктивним. Актуальною є задача створення алгоритмів та програмного забезпечення для автоматичного та інтелектуального машинного аналізу звуків серця [4]. Складність задачі зумовлена тим, що звуки серця дуже мінливі, й існуючі методики їх оцінювання ґрунтуються на суб’єктивних оцінках лікаря [5]. Прогрес у цьому напрямі можливий за умови тісної співпраці фахівців-медиків та фахівців із комп’ютерних наук. З боку лікарів повинна формуватися навчальна база даних записів звуків серця, що підтверджені ультразвуковими та томографічними дослідженнями, клінічним описом. Фахівці з комп’ютерних наук, спираючись на навчальну базу, мають створити технологію оброблення серцевих звуків та їх класифікації для задач діагностики. У цій роботі поставлено задачу застосувати методи частотно-часового аналізу у сплайнових базисах для розв’язання найтипівіших задач сегментації та параметризації серцевих звуків.

Аналіз останніх досліджень і публікацій

Останнім часом ведеться багато досліджень й опубліковано багато робіт, в яких намагаються розв’язати ці задачі різними способами. Опис механізмів формування серцевих звуків у процесі роботи та основні підходи до обробки сигналів серцевих звуків описано у роботі [6]. Є декілька найтипівіших задач. Найперше це сегментація звукових записів для виявлення 1-го й 2-го тонів серця, розділення хвильової складової тонів серця та шумів серця. У [7] показано розв’язання цих задач за допомогою класичних спектрограм. Методи кореляційного аналізу застосовують у [8]. У роботі [9] для виявлення й виділення тонів використовують перетворення Гільберта–Хуанга. Частотно-часовий розклад з допомогою вейвлетів Morlet застосовують для сегментації у [10]. В результаті сегментації та аналізу отримують деякі параметри серцевих звуків, які застосовують для їх класифікації. У роботі [11] застосовують кластеризацію параметрів у частотно-часовій області, у роботі [12] класифікація ґрунтується на розподілі параметрів. Показані у вказаних публікаціях методи цілком задовільно працюють на певних навчальних вибірках. Проте відсутність широкого впровадження цих методів та спеціалізованого програмного забезпечення для розв’язання задач автоматичного аналізу аудіограм серця свідчать про відсутність алгоритмів, придатних до практичного застосування. Тому наукові пошуки у цьому напрямку продовжуються.

Формулювання мети

Оцінювання особливостей застосування частотно-часового розкладу серцевих звуків за допомогою оцінки сплайнів за методом найменших квадратів та розроблення на їх основі алгоритмів аналізу серцевих звуків для визначення параметрів, автоматизації та класифікації.

Виклад основного матеріалу

Особливості серцевих аудіограм. Для запису аудіограм використовували цифровий стетоскоп Thinklabs Model ds32a+, який не відрізняється від традиційного зовні та акустично. Стетоскоп повністю електронний Electronics end Electronics (EEE) і не містить акустичних провідників звуку. Спеціальні гучномовці вмонтовано безпосередньо в кінець навушників і оптимізовано для відтворення звуків серця. Стетоскоп дозволяє записувати звук на цифрові пристрої (диктофон Sony-

ICD-UХ71) паралельно із звичним для лікаря акустичним контролем через звичні навушники стетоскопа. Запис здійснюється у п'яти стандартних точках, у яких найкращі умови, щоб чути акустичні прояви роботи елементів серця. Тривалість запису у кожній точці становила близько 5 секунд для отримання 6–10 серцевих циклів. Вислуховування виконували електронним стетоскопом у режимі підсилення звуку та звуженого сектора вислуховування із одночасним записом на диктофон. Частота дискретизації становила 44100 Гц. Основні частоти серцевих звуків знаходяться у діапазоні частот до 2000 Гц, тому висока частота дискретизації зумовлена режимом роботи диктофону при записі високої якості. В процесі обробки, після фільтрації цифровим фільтром Батерворта, частота дискретизації знижувалася у п'ять разів й становила 8820 Гц. Аудіограма на початку запису може також містити голосові дані, що ідентифікують певний запис. Загальний вигляд типової аудіограми показано на рис.1, де видно результати послідовного запису звуків серця у п'яти точках. У різних точках вислуховування аудіограма має різну амплітуду, що зумовлено різними умовами проходження звуку через тіло та відстанню до головних джерел звуку. Аудіограма може містити зовнішні звуки та звуки, зумовлені прикладенням стетоскопа до тіла пацієнта. Аудіограма серцевих звуків має характерний вигляд, що містить два основні тони (систолічний і діастолічний).

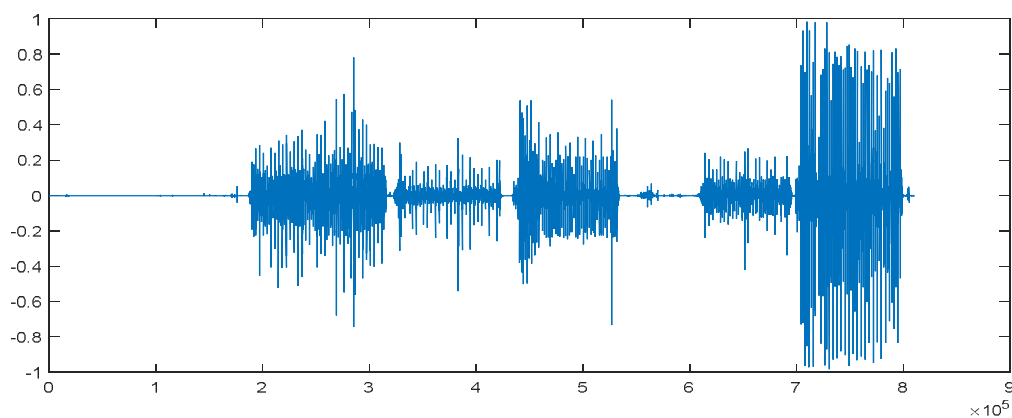


Рис. 1. Типова форма аудіограми серця. Вислуховування у п'яти типових точках

Незважаючи на доволі типовий вигляд, серцева аудіограма може суттєво відрізнитися деталями сигналу: формою першого й другого тону, їх характером, шириною й амплітудою. Аудіограма може містити між тонами шуми та додатковий третій та четвертий тони. На рис. 2 показано шість періодів серцевих звуків.

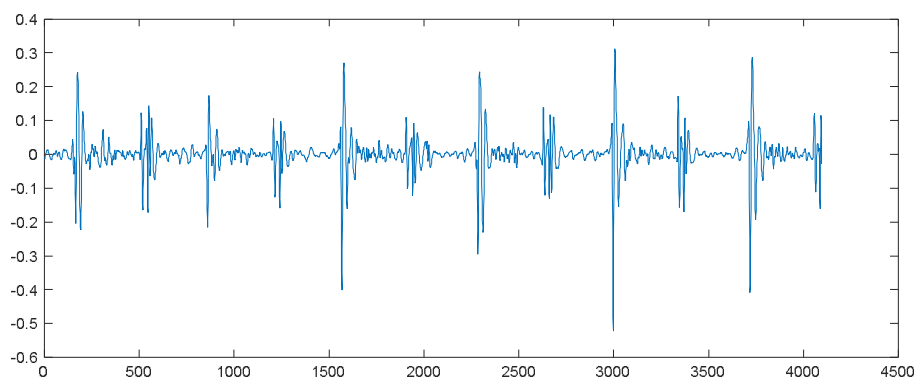


Рис. 2. Аудіограма з тонами серця та шумами (6 періодів)

Діагностичне значення має мінливість форми тонів, їх розширення чи розщеплення, подвоєння, наявність між тонами шуму, характер шуму, його інтенсивність. Усі ці терміни належать до періоду суб'єктивного оцінювання шумів “на слух”, що давно практикували й

продовжують практикувати лікарі. На рис. 3 показано один період сигналу з рис. 2 детальніше, очевидно, що тони мають складну хвилеподібну структуру, яка може повторюватися на періодах.

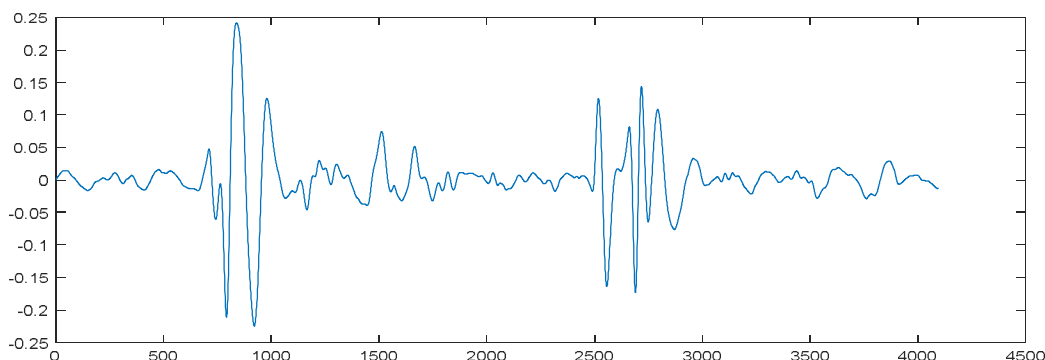


Рис. 3. Один з періодів аудіограми. Перший та другий тони

Отже, необхідно аналізувати форми коливань у кожний із періодів для їх порівняння між собою та зі зразковими сигналами, які відповідають певним станам роботи серця. Для виконання такої задачі автори формують базу записів серцевих звуків. З цією метою записують звуки серця новонароджених. За наявності особливостей у звуках або при певних клінічних ознаках паралельно із записом звуків виконується доплер-ультразвукове дослідження серця. Це необхідно, аби зіставити акустичну картину із реальною динамікою роботи серця та його анатомією. Також паралельно ультразвукове дослідження виконують для частини пацієнтів із аудіограмами, що не мають видимих особливостей. Сьогодні здійснюється моніторинг близько 50 пацієнтів відразу після народження та протягом життя. Отримані записи оцінюють суб'єктивно. Для автоматичного аналізу та класифікації аудіограм здійснюється робота над створенням спеціальних методів аналізу та класифікації серцевих звуків.

Частотно-часовий розклад у сплайнових базисах (Least Square Spline – LSS розклад).

Аналіз серцевих аудіограм розпочинався із спектрограм. Однак, спектрограми не дають змогу отримати потрібну деталізацію сигналу у часовій та частотній області. Компромісом між роздільною здатністю за часом та частотою є частотно-часовий розклад із використанням вейвлетів. Коефіцієнтами вейвлет-розкладу є залишки інтерполяції парних відліків у локальних вейвлет-базисах різних масштабів. Коефіцієнти вейвлет-розкладу репрезентують особливості сигналу, його високочастотну складову у розкладі. Недоліками такого розкладу є чутливість до шумів та відсутність оцінки достовірності коефіцієнтів розкладу.

Автори для аналізу аудіограм роботи серця застосовують дещо інший підхід, що ґрунтується на оцінках параметрів сплайнів різних масштабів методом найменших квадратів. Коефіцієнтами розкладу є оцінки значень сплайна у точках склейки фрагментів сплайна $\hat{\mathbf{A}} = (\mathbf{P}^T \mathbf{P})^{-1} (\mathbf{P}^T \mathbf{X})$, де \mathbf{X} – вхідний сигнал, \mathbf{P} – матриця планування, стовпці якої є значеннями базисних сплайн-функцій. Базисний сплайн, що застосовується, є кубічним ермітовим сплайном, який складається із чотирьох ненульових фрагментів й забезпечує неперервність значень та першої похідної сплайна. На кожному фрагменті сплайна знаходяться n відліків вхідного сигналу. Тому відбувається стиснення вхідного сигналу у n разів. Відновлення n відліків здійснюється інтерполяцією $\hat{\mathbf{X}} = \mathbf{P} \hat{\mathbf{A}}$. Залишки наближення розраховуються як $\mathbf{E} = \mathbf{X} - \hat{\mathbf{X}}$. Фактично МНК-оцінки сигналу є його низькочастотною складовою, а залишки – високочастотною складовою. Реконструкція сигналу полягає у додаванні інтерпольованих значень (оцінок сплайном значень сигналу) та залишків наближення: $\mathbf{X} = \hat{\mathbf{X}} + \mathbf{E}$. Описані процеси можна реалізувати у вигляді цифрових фільтрів. Так, $\hat{\mathbf{X}} = \mathbf{P} (\mathbf{P}^T \mathbf{P})^{-1} \mathbf{P}^T \mathbf{X} = \mathbf{L} \mathbf{X}$, де \mathbf{L} – квадратна симетрична матриця, рядки або стовпці якої є коефіцієнтами нерекурсивного фільтра нижніх частот. Дзеркальний фільтр верхніх частот, що виділяє залишки наближення, отримуємо з рядків симетричної матриці \mathbf{M} : $\mathbf{E} = \mathbf{X} - \hat{\mathbf{X}} = (\mathbf{I} - \mathbf{L}) \mathbf{X} = \mathbf{M} \mathbf{X}$, де \mathbf{I} – одинична матриця відповідної

розмірності. Діагональні елементи коваріаційної матриці МНК $G = (P^T P)^{-1}$ показують зниження вхідної дисперсії фільтром, який фактично є фільтром Савицького–Голея для сплайнових базисів. Однак, такий фільтр застосовується дещо інакше, ніж фільтр Савицького–Голея. LSS-фільтр поєднує фільтрацію із децимацією сигналу. Сигнал безпосередньо оцінюється за МНК тільки у вузлових точках. Проміжні значення розраховують інтерполяцією. За таким підходом реалізують за допомогою LSS-фільтрів частотно-часовий розклад.

Запишемо процес частотно-часового розкладу в операторному вигляді. Позначимо базисний сплайн, що складається з чотирьох фрагментів, як $B_{\tau, \vartheta}(t)$, де τ – зміщення базису відносно початкового базисного сплайна; ϑ – масштабний коефіцієнт базису відносно найширшого. Базис можна записати як:

$$B_{\tau, \vartheta}(t) = B_0\left(\frac{t - \tau n}{\vartheta}\right), \quad \vartheta \in R^+, \quad \tau = 0, \pm 1, \pm 2, \dots \quad (1)$$

Позначимо оператором LS отримання оцінок МНК сигналу $x(t)$ у системі базисних функцій B_{ϑ} . Вектор оцінок (коефіцієнтів розкладу) в масштабі ϑ запишемо так:

$$A_{\vartheta} = LS[x(t), B_{\vartheta}], \quad X_{\vartheta} = IN[A_{\vartheta}, B_{\vartheta}]. \quad (2)$$

Залишки наближення (нев'язку МНК апроксимації) позначимо окремим оператором RS , а процес отримання залишків від МНК наближення запишемо як $E_{\vartheta} = RS[x(t), B_{\vartheta}]$.

В операторному вигляді розклад можна записати так:

$$A_{\vartheta_0} = LS[x(t), B_{\vartheta_0}], \quad E_{\vartheta_0} = RS[x(t), B_{\vartheta_0}], \quad A_{\vartheta_k} = LS[E_{\vartheta_{k-1}}, B_{\vartheta_k}], \quad E_{\vartheta_k} = RS[E_{\vartheta_{k-1}}, B_{\vartheta_k}], \quad k = 1, K. \quad (3)$$

Результатом розкладу є вектори МНК оцінок та вектор залишків наближення на останньому етапі розкладу:

$$\Omega = \{A_{\vartheta_0}, A_{\vartheta_1}, \dots, A_{\vartheta_K}, E\}, \quad \text{де } E = E_{\vartheta_K}. \quad (4)$$

Реконструкція полягає в такій послідовності операцій:

$$x(t) = E + \sum_{k=0}^K IN[E_{\vartheta_{k-1}}, B_{\vartheta_k}]. \quad (5)$$

На відміну від класичного вейвлет-аналізу, виділення частот в якому відбувається від найвищих до найнижчих, у LSS-розкладі частоти виділяються від нижчих до вищих. Картина частотно-часового LSS-розкладу складається з МНК-оцінок початкового сигналу та залишків наближення останнього етапу. В частотно-часовій картині LSS-розкладу залишки останнього етапу розкладу не відображаються. Оскільки, як зазначалося вище, частотний діапазон серцевих звуків не перевищує 2 кГц, то вищі частоти можна відкидати без ризику втрати цільової інформації.

Критерій Стьюдента для коефіцієнтів частотно-часового розкладу. Для оцінок МНК часто застосовують методи перевірки статистичних гіпотез, що ґрунтуються на критерії Стьюдента. Для застосування критерію необхідні оцінки дисперсії визначення коефіцієнтів розкладу, отримати які можна із залишків наближення. Враховуючи локальність сплайнових базисів, визначатимемо дисперсію за залишками на двох фрагментах ліворуч й праворуч від вузлової точки. Тоді, окрім матриці коефіцієнтів розкладу, отримаємо й матрицю дисперсій, або краще – середньоквадратичних відхилень залишків:

$$\Sigma = \{\Sigma_{\vartheta_0}, \Sigma_{\vartheta_1}, \dots, \Sigma_{\vartheta_K}\}. \quad (6)$$

Графічне відображення СКВ-коефіцієнтів розкладу аналогічне відображенню коефіцієнтів частотно-часового розкладу дає змогу наочно побачити картину достовірності визначення коефіцієнтів. Для визначення СКВ-коефіцієнтів розкладу необхідно врахувати зниження дисперсії внаслідок МНК-оцінювання. Відповідні СКВ-залишки слід помножити на корінь квадратний із елементів коваріаційної матриці G :

$$G: \quad \Theta = \{\Theta_{\vartheta_0}, \Theta_{\vartheta_1}, \dots, \Theta_{\vartheta_K}\} = \{\Sigma_{\vartheta_0} \sqrt{g_{\vartheta_0}}, \Sigma_{\vartheta_1} \sqrt{g_{\vartheta_1}}, \dots, \Sigma_{\vartheta_K} \sqrt{g_{\vartheta_K}}\}. \quad (7)$$

Тоді порогові значення критерію Стьюдента визначаються як

$$T = \{t_{4n_0-4, \alpha} A_{\vartheta_0} / \Theta_{\vartheta_0}, t_{4n_1-4, \alpha} A_{\vartheta_1} / \Theta_{\vartheta_1}, \dots, t_{4n_K-4, \alpha} A_{\vartheta_K} / \Theta_{\vartheta_K}\}, \quad (8)$$

де $t_{4n_k-4, \alpha}$ – коефіцієнти Стьюдента для рівня значимості α і $4n_k - 4$ ступенів вільності для k -го рівня розкладу.

Для визначених порогових рівнів застосовуємо Hard Thresholding Function, внаслідок чого статистично не значимі коефіцієнти розкладу (для яких не можна відкинути гіпотезу про рівність нулю) стануть нульовими. Позначимо коефіцієнти розкладу, що пройшли нелінійну операцію порогової селекції

$$\Gamma = \{\hat{A}_{n_0}, \hat{A}_{n_2}, \dots, \hat{A}_{n_K}\}. \quad (9)$$

Отримані коефіцієнти можна відображати як статистично значимий частотно-часовий розклад, аналогічний вейвлет-розкладу. Можна також отримати реконструкцію відфільтрованого із врахуванням статистичної значимості коефіцієнтів сигналу. Реконструкція вихідного сигналу фільтра відбувається сплайн-інтерполяцією й додаванням значень сплайна на різних масштабах

$$y(t) = \sum_{k=0}^K IN[\hat{A}_{n_k}, B_{n_k}]. \quad (10)$$

Оскільки кінцеві залишки E на найкоротшому масштабі не підлягають обробці за МНК, то вважаємо їх такими, що не містять корисного сигналу. З цих міркувань кінцеві залишки до реконструйованого сигналу не включаємо.

LSS-розклад аудіограм серця. Розглянемо алгоритм обробки акустичного сигналу серця. Записаний сигнал має частоту дискретизації 44100 Гц, яка є надмірною. Без втрати корисної інформації можна знизити частоту у 5 разів, – до 8820 Гц. Для цього фільтруємо сигнал фільтром Батерворта нижніх частот з частотою зрізу 2200 Гц й залишаємо кожний 5-й відлік. Для аналізу періодів сигналу зручно знизити частоту дискретизації ще у 5 разів, до частоти 1764 Гц. На рис. 4 показано результати застосування LSS-перетворення до послідовності із 6 періодів серцевих звуків.

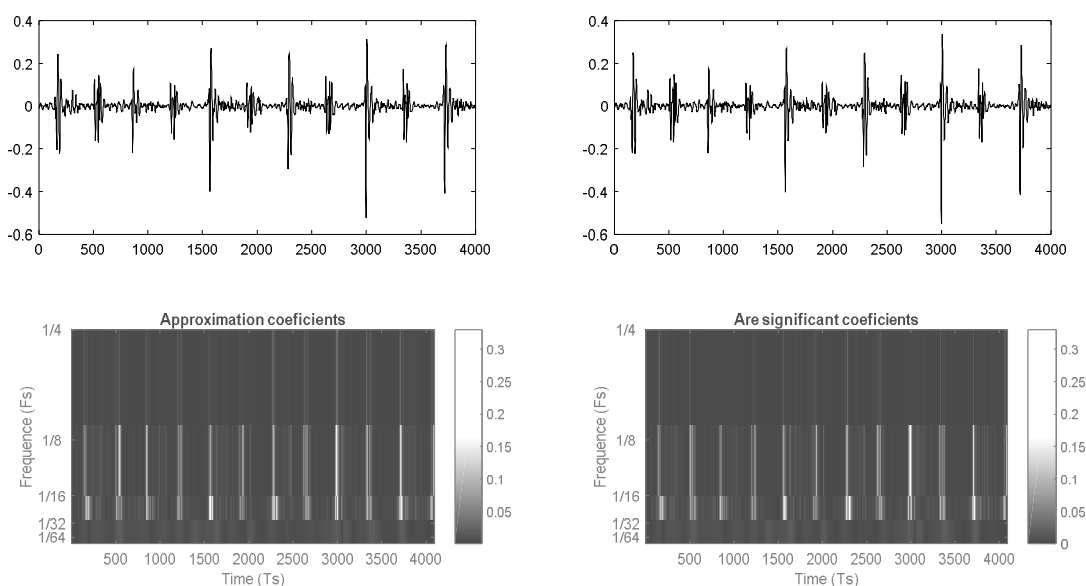


Рис.4. LSS-розклад послідовності з шести періодів серцевих звуків.
Ліворуч початковий, праворуч стьюдентизований

Показаний на рис.4 кратномасштабний розклад стискає число значень з 4096 до 960, якщо врахувати розклад у масштабах 64, 32, 16, 8. Цього достатньо, аби визначити період серцевого ритму й виділити окремі періоди для аналізу кожного з них. На рис.5 показано розклад одного періоду сигналу.

Особливістю алгоритму отримання стьюдентизованого розкладу є застосування процедури зворотного оцінювання залишків наближення. Суть її в тому, що оцінюють залишки не відразу, а лише після досягнення останнього масштабу розкладу. Це дозволяє зворотним ходом алгоритму врахувати із залишків кожного масштабу статистично значимий сигнал попередніх масштабів. Без такої процедури відбувається завищення дисперсії й відкидаються статистично значимі коефіцієнти на нижчих масштабах. На рис.6 показано розклад і реконструкцію сплайном періоду сигналу без процедури стьюдентизації і з нею. На рис.7 показано різниця між двома реконструйованими сигналами.

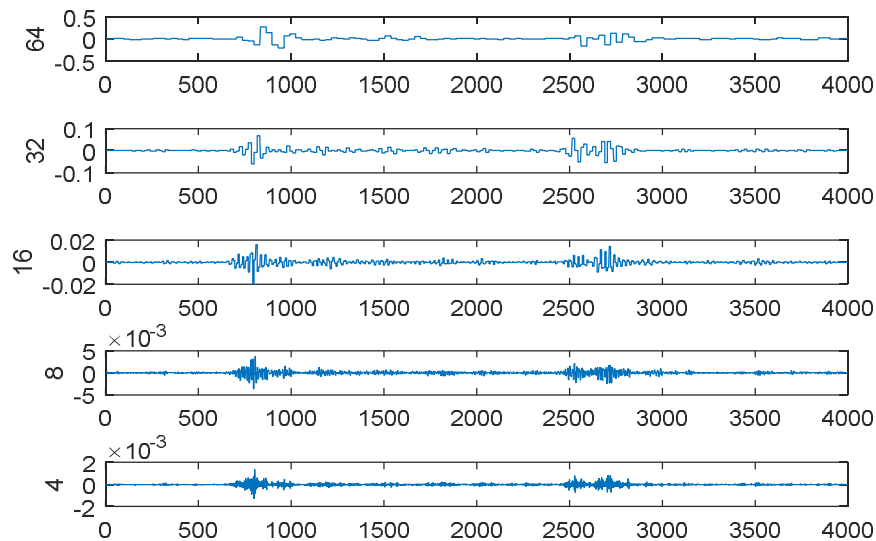


Рис. 5. Окремі складові LSS-розкладу періоду сигналу із першим та другим тоном

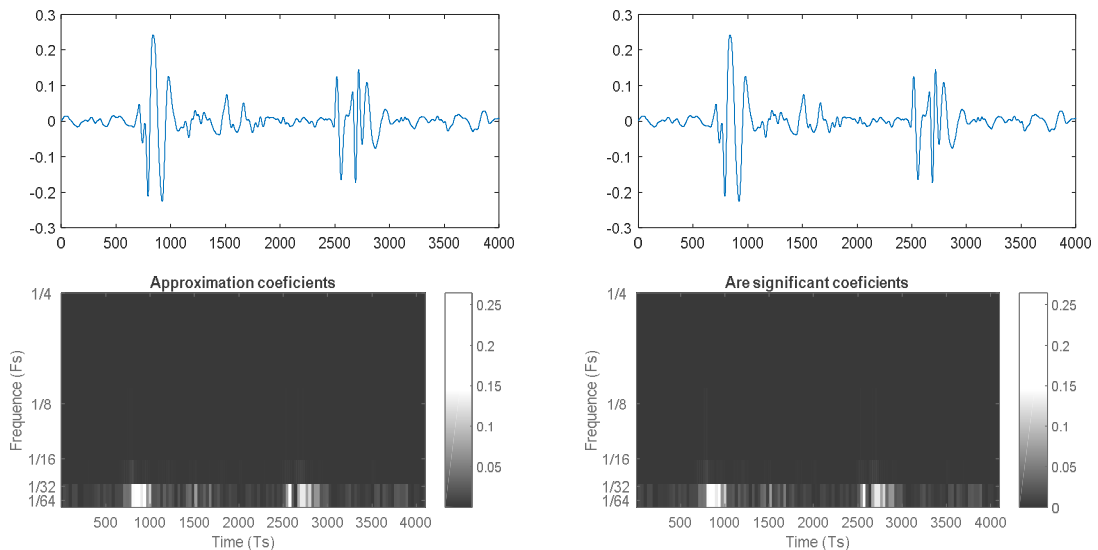


Рис. 6. Картина LSS-розкладу періоду серцевого сигналу.
Ліворуч початковий, праворуч стьюдентизований

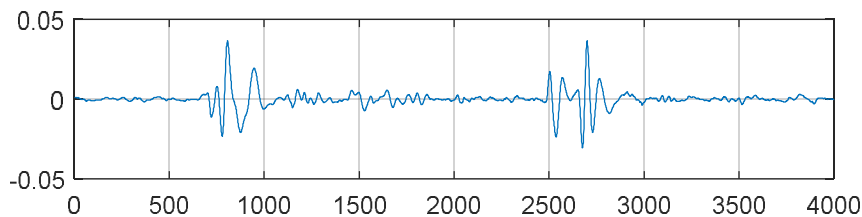


Рис. 7. Різниця між реконструйованим сигналом і сигналом після відкидання статистично незначимих коефіцієнтів

Процедурою стьюдентизації прибирають із сигналу статистично незначимі складові.

Висновки та перспективи подальших наукових розвідок

Запропонований LSS-розклад дає змогу отримувати статистично стійкі коефіцієнти розкладу серцевих звуків разом із оцінками достовірності коефіцієнтів у вигляді оцінки середньоквадратичного відхилення коефіцієнтів. Завдяки оцінкам достовірності коефіцієнтів стала можливою статистична перевірка їх значимості за критерієм Стьюдента та присвоєння нульових значень тим

кофіцієнтам, які не є статистично значимими. Завдяки оцінюванню параметрів сплайнів за методом найменших квадратів та подальшою процедурою стьюдентизації відбувається нелінійна фільтрація сигналу, яка формує статистично значимий образ акустичного сигналу. LSS-розклад на різних масштабах дає змогу визначати період серцевого ритму та отримувати патерни акустичного серцевого сигналу для розв'язання задач розпізнавання. В процесі розкладу сигналу та стьюдентизації відбувається стиснення сигналу більше ніж у чотири рази без врахування нульових кофіцієнтів та до 10–20 % із врахуванням тільки значимих кофіцієнтів. Це спрощує задачу подальшої класифікації сигналів.

Подальшим завданням є розроблення алгоритмів для стистичного порівняння сигналів та їх класифікації. Оцінки достовірності дають змогу застосовувати для порівняння кофіцієнтів розкладу двох сигналів критерій Стьюдента. Реалізація задачі класифікації та розпізнавання у повному обсязі можлива при сформованості навчальної бази серцевих звуків для різних станів роботи серця.

1. *The 200th anniversary of the stethoscope: Can this low-tech device survive in the high-tech 21st century?* / Bank Ivan, Hubert W. Vliegen, Albert VG Brusckhe // *European heart journal*. – 2016. – Vol. 37, Issue 47. – P. 3536–3543. 2. *Benefits of predischarge echocardiography service for postnatal heart murmurs* / A. Singh, T. Desai, P. Miller, S. V. Rasiyah // *Acta Paediatrica*. – 2012. – Vol. 101, no. 8. – P. e333–e336. 3. *Arlettaz R. Natural history of innocent heart murmurs in newborn babies: controlled echocardiographic study* / Arlettaz R., Archer N., Wilkinson A.R. // *Archives of disease in childhood. Fetal and neonatal edition*. – 1998. – Vol. 78, Issue 3. – P. 264–265. 4. *Varghees V. Nivitha A novel heart sound activity detection framework for automated heart sound analysis* / Varghees V. Nivitha, K. I. Ramachandran // *Biomedical Signal Processing and Control*. – 2014. – Vol. 13, Issue 1. – P. 174–188. 5. *Naik R. J. Teenage heart murmurs* / R. J. Naik, N. C. Shah // *Pediatric Clinics of North America*. – 2014. – Vol. 61, no. 1. – P. 1–16. 6. *Abbas K. Phonocardiography signal processing* / Abbas K., Rasha Bassam // *Synthesis Lectures on Biomedical Engineering*. – 2009. – Vol. 4.1. – P. 1–194. 7. *Phonospectrographic analysis of heart murmur in children* / A.-L. Noponen, S. Lukkarinen, A. Angerla, R. Sepponen // *MC Pediatrics*. – 2007. – Vol. 7, no. 1. – P. 23. 8. *Sabarimalai Manikandan M. Robust heart sound activity detection in noisy environments* / M. Sabarimalai Manikandan, K. P. Soman // *Electronics Letters*. – 2010. – Vol. 46, no. 16. – P. 1100. 9. *Tseng Y.-L. Detection of the third and fourth heart sounds using Hilbert-Huang transform* / Y.-L. Tseng, P.-Y. Ko, F.-S. Jaw // *BioMedical Engineering OnLine*. – 2012. – Vol. 11, no. 1.-P. 1. – Available: <http://dx.doi.org/10.1186/1475-925x-11-8>. 10. *Time-Scale-based segmentation for degraded PCG signals using NMF* / F. Sattar, F. Jin, A. Moukadem, C. Brandt, and A. Dieterlen // *Non-negative Matrix Factorization Techniques, ser. Signals and Communication Technology* / G. R. Naik, Ed. Berlin; Heidelberg: Springer, 2016. – P. 179–194. – Available: http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-48331-2_8 (сегментація аудіограм з допомогою вейвлетів Morlet wavelet transform). 11. *Segmentation of heart sounds based on dynamic clustering* / H. Tang, T. Li, T. Qiu, Y. Park // *Biomedical Signal Processing and Control*. – 2012. – Vol. 7, no. 5. – P. 509–516. – Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2011.09.002> (класифікація в частотно-часовій області сегментів). 12. *An intelligent phonocardiography for automated screening of pediatric heart diseases* / A. Sepehri, A. Kocharian, A. Janani, A. Gharehbaghi // *Journal of Medical Systems*. – 2015. – Vol. 40, no. 1. – P. 1–10. – Available: <http://dx.doi.org/10.1007/s10916-015-0359-3> (класифікація за розподілом параметрів).