

ЧИГІНЬ Василь

Національний університет «Львівська політехніка»

<https://orcid.org/0000-0003-1593-6832>

vchygin@gmail.com

РИБАЛЬСЬКИЙ Артур

Національний університет «Львівська політехніка»

<https://orcid.org/0009-0004-8761-2444>

artur.rybalsky@gmail.com

ЧАЙКОВСЬКА Галина-Ганна

ДУ «Національний науковий центр серцево-судинної хірургії та спадкової патології імені М. М. Амосова НАМНУ»

<https://orcid.org/0000-0002-7395-6893>

chashalyna@gmail.com

КРАВЦІВ Вікторія

КНП ЛОР «Львівський обласний госпіталь інвалідів воєн та репресованих. Кардіоцентр»

<https://orcid.org/0009-0002-6052-0270>

БАГАТОЕТАПНИЙ АДАПТИВНИЙ АЛГОРИТМ ДЕТЕКЦІЇ СЕРЦЕВИХ ТОНІВ ТА ОЦІНЮВАННЯ РИТМУ ЗА ДОПОМОГОЮ СЕРІЙНИХ АКУСТИЧНИХ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ

Запропоновано багатоетапний адаптивний алгоритм цифрового опрацювання фонокардіограм для серійних акустичних перетворювачів із низьким відношенням сигнал/шум, що дає змогу замінити дорогі спеціалізовані медичні сенсори доступними компонентами. Показано, що стратегія підвищення класу вимірювального тракту має аналітичну межу виграшу, оскільки внутрішньосмугова фізіологічна завада не усувається апаратно; тому вдосконалення перенесено з апаратного рівня на алгоритмічний. Алгоритм розв'язує три задачі, що залишилися відкритими у попередніх апаратно-орієнтованих роботах авторів: октавну неоднозначність автокореляційного оцінювання періоду, породжену двома акустичними подіями на серцевий цикл; нестационарність ритму в межах запису; ідентифікацію тону S1 у нерозділеній парі

$\Omega(\rho) = 2\rho / (1 + \rho^2)$ і показано, що поріг кратного лага 0,45 відповідає діапазону відношення амплітуд тонів 0,24...4,21, який перекидає фізіологічно можливі значення. Для віконної автокореляції виведено двосторонню умову на довжину вікна, обидві межі якої для типових умов перетинаються в околі 10 с, що обґрунтовує вибір вікна без емпіричного підбору. Детекцію тонів виконано на ансамблевій огибаючій, що поєднує перетворення Шеннона та Гільберта, з локально-адаптивним порогом на основі медіани й міжквартильного розмаху. Показано, що поширене правило «зберігати гучніший пік» вносить у ряд міжударних інтервалів джиггер 111...157 мс при частоті хибних міток 5...10 %, тобто на порядок більший за фізіологічну варіабельність; замість нього застосовано правило часового пріоритету з бар'єром переваги 1,8. Очищення ритмограми доповнено запобіжником проти хибної «нормалізації» аритмії. Децимація аналітичного тракту до 1 кГц зменшує обчислювальну вартість у 44 рази, додаючи похибку лише 0,41 мс — 0,04 % дисперсії типової ритмограми. Повна

складність алгоритму — $O(n \log n)$ при навантаженні на процесорне ядро Raspberry Pi 3 менше 3 %, що робить його придатним для крайових обчислень і телемедичного моніторингу в реальному часі.

Ключові слова: фонокардіографія, цифрове опрацювання сигналів, локально-адаптивний поріг, віконна автокореляція, варіабельність серцевого ритму.

CHYHIN Vasyi, RYBALSKEY Artur

National University «Lviv Polytechnic»

CHAYKOVSKA Halyna-Hanna

SI «Amosov National Scientific Center of Cardiovascular Surgery and Hereditary Pathology of the NAMS of Ukraine»

KRAVTSIV Viktoriia

Lviv Regional Hospital for War and Political Repression Victims. Cardiology Center

MULTI-STAGE ADAPTIVE ALGORITHM FOR HEART SOUND DETECTION AND RHYTHM ESTIMATION USING SERIAL ACOUSTIC TRANSDUCERS

A multi-stage adaptive digital signal processing algorithm for phonocardiograms is proposed, targeted at serial acoustic transducers with a low signal-to-noise ratio, enabling affordable components to replace costly specialised medical sensors. It is shown that improving the class of the measurement chain has an analytical gain limit, because the in-band physiological interference cannot be removed by hardware; the refinement is therefore shifted from the hardware level to the algorithmic level. The algorithm resolves three problems left open in the authors' previous hardware-oriented works: octave ambiguity of autocorrelation period estimation caused by two acoustic events per cardiac cycle; rhythm non-stationarity within a record; and identification of S1 within an unresolved

S1/S2 pair. The ambiguity index $\Omega(\rho) = 2\rho / (1 + \rho^2)$ is introduced, and the multiple-lag threshold 0.45 is shown to correspond to a tone amplitude ratio of 0.24...4.21, which covers the physiologically possible range. For the windowed autocorrelation, a two-sided bound on the window length is derived, both bounds intersecting near 10 s under typical conditions, which justifies the window choice without empirical tuning. Tone detection is performed on an ensemble envelope combining the Shannon and Hilbert transforms, with

a locally adaptive threshold based on the median and the interquartile range. The common rule «keep the louder peak» is shown to inject a jitter of 111...157 ms into the inter-beat interval series at 5...10 % mislabelling rates, an order of magnitude above physiological variability; a temporal-priority rule with a 1.8 dominance barrier is used instead. Rhythmogram cleaning is complemented by a safeguard against the false «normalisation» of arrhythmia. Decimation of the analytic path to 1 kHz reduces the computational cost 44-fold while adding an error of only 0.41 ms — 0.04 % of the variance of a typical tachogram. The total complexity of the algorithm is $O(n \log n)$ at under 3 % load of a Raspberry Pi 3 core, making it suitable for edge computing and real-time telemedical monitoring.

Keywords: phonocardiography, digital signal processing, locally adaptive threshold, windowed autocorrelation, heart rate variability.

Стаття надійшла до редакції / Received 11.04.2026
Прийнята до друку / Accepted 15.06.2026
Опубліковано / Published 10.08.2026



This is an Open Access article distributed under the terms of the [Creative Commons CC-BY 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/)

© ЧИГІНЬ Василь, РИБАЛЬСЬКИЙ Артур, ЧАЙКОВСЬКА Галина-Ганна, КРАВЦІВ Вікторія

ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ У ЗАГАЛЬНОМУ ВИГЛЯДІ ТА ЇЇ ЗВ'ЯЗОК ІЗ ВАЖЛИВИМИ НАУКОВИМИ ЧИ ПРАКТИЧНИМИ ЗАВДАННЯМИ

Розвиток телемедицини потребує доступних засобів тривалого моніторингу кардіореспіраторної системи. Електрокардіографія відображає лише електричну активність міокарда, залишаючи поза увагою механічні прояви роботи клапанного апарата, які фіксує фонокардіографія, проте впровадження цифрових фонокардіографічних систем у побутовий сектор стримує висока вартість спеціалізованих сенсорів.

Спираючись на апаратні обмеження, виявлені у нашій першій роботі [3], та на архітектурні рішення, запропоновані у другій [4], це дослідження переносить вдосконалення з апаратного рівня на алгоритмічний. Підставою для переносу є аналітична межа сенсорної стратегії. Сигнал на виході перетворювача, розміщеного на поверхні грудної клітки, має вигляд

$$x(t) = (h_c * s)(t) + v_{ph}(t) + v_{el}(t) \quad (1)$$

де $s(t)$ — акустична емісія клапанного апарата; $h_c(t)$ — характеристика тракту «м'які тканини — капсула»; $v_{ph}(t)$ — фізіологічна завада (дихання, м'язова активність, рух, нестабільність контакту); $v_{el}(t)$ — власний шум електроніки. За некорельованості завад $SNR = SNR_{\max} / (1 + \eta)$, де $SNR_{\max} = P_s / P_{ph}$, $\eta = P_{el} / P_{ph}$, звідки повний виграш від усунення електронної завади обмежений зверху величиною

$$\square \dots \dots \dots ; (1 + \eta)_{[дБ]} \quad (2)$$

незалежно від кратності зменшення P_{el} . Компонента v_{ph} займає ту саму смугу 20...150 Гц, що й тони серцевого циклу, тому не усувається ні вибором сенсора, ні лінійною фільтрацією; при $n < 1$ повне її усунення дає менше ніж 3 дБ. Підтвердженням є те, що суттєве зниження власних шумів тракту у [3, 4] не дало нових можливостей висновку: частоту скорочень в обох роботах визначали підрахунком інтервалів на графіку, тобто виграш реалізовано у вимірюванні й не реалізовано в оцінюванні.

Отже, алгоритм проектується під фіксований, свідомо низький клас сенсора, а вся точність виносить на рівень оцінювача. Метою роботи є створення та обґрунтування багатоетапного адаптивного комплексу, який забезпечує детекцію серцевих тонів і оцінювання ритму в реальному часі за умов низького відношення сигнал/шум, характерного для серійних перетворювачів.

АРХІТЕКТУРА БАГАТОЕТАПНОГО АЛГОРИТМУ ЦИФРОВОГО ОПРАЦЮВАННЯ СИГНАЛІВ

Алгоритм побудовано як послідовність п'яти рівнів: нормалізація і зведення до мінімальної частоти, формування огинаючої, детекція, очищення ритмограм, контроль якості. Паралельно працює блок віконного

автокореляційного оцінювання, вихід якого $RR_{loc}[n]$ подається не в потік даних, а на вхід керування блоків детекції та очищення. Ця розв'язка є визначальною: параметри детектора формує незалежний від нього оцінювач, що уможливорює крос-перевірку двох шляхів без спільних проміжних величин (розд. 4.3).

2.1. Опрацювання та робастне статичне підсилення

Послідовно застосовуються лінійне вилучення тренду, режекторний фільтр 50 Гц ($Q = 30$) — обов'язковий, бо частота мережі лежить усередині корисної смуги, — і смуговий фільтр Баттерворта 20...150 Гц четвертого порядку у формі секцій другого порядку. Обидва фільтри застосовано у двопрохідному режимі: оцінюваним параметром є момент часу, тому дисперсія групової затримки переходить у систематичне зміщення оцінки положення тону, а нульова фаза усуває це зміщення ціною подвоєння загасання в

логарифмічній шкалі $|H(f)|^2$ за амплітудою, $|H(f)|^4$ за потужністю [13].

Коефіцієнт підсилення обчислюється один раз на запис:

$$g = \min \left(\frac{A_t}{P_{99,5}(|x|)}, g_{\max} \right) \quad (3)$$

де $A_t = 0,3$ — цільова робоча амплітуда; $g_{\max} = 400$ — верхня межа підсилення; $P_{99,5}$ — 99,5-й перцентиль модуля сигналу. Оператор $x \mapsto$ зі скаляром, обчисленим за всім записом, строго лінійний і зберігає відношення амплітуд, форму огинаючої та автокореляційну функцію з точністю до множника — на відміну від аналогового автоматичного регулювання підсилення [4], нелінійного оператора зі змінним у часі коефіцієнтом; адаптивність тут реалізовано між записами. Нормалізація за перцентилем, а не за максимумом, потрібна тому, що максимум має нульову точку зламу: одиничний артефакт стискає корисний сигнал у зону шуму квантування



Рис. 1. Опрацювання сигналу та формування огинаючої

2.2. Децимація аналітичного тракту

Смуга інтересу не перевищує 200 Гц, тому аналіз виконується на частоті $f_{an} = 1$ кГц із запасом 2,5 щодо критерію відліків. Пониження реалізовано поліфазним ресемплінгом з антиаліасинговим фільтром нульової фази (44 100 → 1000 Гц: інтерполяція 10, децимація 441). Квантування позиції піку кроком $\Delta t = 1$ мс дає похибку 0,29 мс, а для міжударного інтервалу

$$\sigma_q = \sqrt{2} \Delta t / \sqrt{12} = 0,41 \text{ мс} \quad (4)$$

тобто 0,04 % дисперсії ритмограми зі $SDNN = 20$ мс. Отже, зменшення обчислювальної вартості у 44,1 раза не є компромісом: внесена похибка на два порядки менша і за фізіологічну варіабельність, і за вікно згладжування огинаючої.

2.3. Двоканальна цифрова фільтрація

Сигнал розгалужується на два паралельні канали: канал аналізу (широкосмуговий, 20...150 Гц) зберігає повну форму циклу $S1 + S2$ і використовується для автокореляційного оцінювання ритму та спектрального подання; канал детекції (вузькосмуговий, додатковий фільтр Баттерворта четвертого порядку 20...80 Гц) слугує виключно для локалізації ударів. Розділення спирається на різницю спектральних розподілів: енергія $S1$ зосереджена переважно нижче 80 Гц, енергія $S2$ — вище [6]. Розрахунок каскаду 20...150 → 20...80 Гц у двохпрохідному режимі дає ослаблення відносно спектрального центроїда $S1$ (45 Гц) $-0,1$ дБ на 60 Гц, $-6,0$ дБ на 80 Гц, $-15,1$ дБ на 90 Гц і $-24,9$ дБ на 100 Гц. Усереднене по смузі диференціальне ослаблення $S2$ відносно $S1$ становить 5,2 дБ за моделі рівномірного розподілу енергії $S2$ у смузі 50...150 Гц і 16,8 дБ за моделі її зосередження вище 80 Гц. Отже, вузька смуга не усуває $S2$, а лише зменшує його вагу, тому залишкова компонента враховується на рівні злиття (розд. 3.4): фільтрація та злиття утворюють дворівневий механізм зведення двоподієвого циклу до однієї мітки.

2.4. Формування ансамблевої огинаючої

Детекція виконується на енергетичній огинаючій, що формується як зважена комбінація двох класичних оцінок. Нормована огинаюча Шеннона [7]

$$E_{sh}[n] = -u[n] \ln u[n], u[n] = \text{clip} \left(\frac{x^2[n]}{P_{99,5}(x^2)}, 0, 1 \right) \quad (5)$$

згладжується ковзним середнім 80 мс; огинаюча на основі перетворення Гільберта

$$E_{hi}[n] = |x[n] + jH\{x[n]\}| \quad (6)$$

— вікном 50 мс.

блева огинаюча

$$E[n] = \lambda E_{sh}[n] + (1 - \lambda) E_{hi}[n], \lambda = 0,7 \quad (7)$$

де E_{sh} , E_{hi} — складові, нормовані до діапазону $[0;1]$.

Ролі складових визначає властивість відображення $\varphi(u) = -u \ln u$: на інтервалі $u \in (0;1)$ для $u_1 > u_2$

$$\frac{\varphi(u_1)}{\varphi(u_2)} = \frac{u_1}{u_2} \cdot \frac{-\ln u_1}{-\ln u_2} < \frac{u_1}{u_2} \quad (8)$$

оскільки $-\ln u$ монотонно спадає. Перетворення Шеннона стискає динамічний діапазон, що підвищує стійкість до міжциклових коливань амплітуди — основного джерела пропуску ударів за нестабільного контакту, — але зменшує внутрішньоцикловий контраст S1/S2; огинаюча Гільберта лінійна за амплітудою і зберігає контраст, не маючи стабілізуючої властивості. Вага λ керує цим компромісом, а асиметрія на користь складової Шеннона відповідає пріоритету стійкості; при рівних вагах складова Гільберта відновлює S2 до рівня S1 і руйнує ефект вузької смуги. Для двох оцінок однієї величини з дисперсіями σ_1^2 , σ_2^2 і кореляцією $\rho_c < 1$ дисперсія опуклої комбінації строго менша за $\max(\sigma_1^2, \sigma_2^2)$, а мінімум досягається при

$$\lambda^* = \frac{\sigma_2^2 - \rho_c \sigma_1 \sigma_2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - 2\rho_c \sigma_1 \sigma_2}; \quad (9)$$

значення $\lambda = 0,7$ трактується як оцінка λ^* за припущення $\sigma_{sh} < \sigma_{hi}$. Згладжування вносить однаковий для всіх ударів зсув 20...25 мс, який тотожно скорочується, бо всі цільові величини є різницями позицій.

МАТЕМАТИЧНИЙ МЕТОД ЛОКАЛЬНОЇ АДАПТАЦІЇ ТА КОРЕКЦІЇ ПОМИЛОК

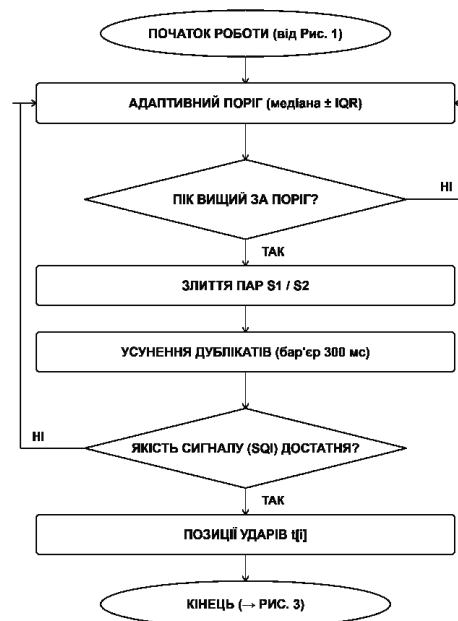


Рис. 2. Детекція ударів з адаптивним порогом та трирівневий контроль якості

3.1. Виконне автокореляційне оцінювання ритму

Оцінка періоду обчислюється незалежно від детекції піків:

$$R[\tau] = \text{IFFT} \left(\left| \text{FFT} \left(E - \bar{E} \right) \right|^2 \right) \quad (10)$$

з нормуванням на $R[0]$; складність $O(n \log n)$ проти $O(n^2)$ для прямого обчислення. Пошук максимуму обмежено діапазоном лагів, що відповідає 35...180 уд/хв.

Глобальна автокореляція припускає стаціонарність ритму (Задача Б), тому обчислення виконується у вікнах довжиною W з кроком $W/2$, а оцінки лінійно інтерполуються між їх центрами, даючи $RR_{loc}[n]$. Довжина вікна не є вільним параметром — вона затиснута двосторонньою умовою

$$N_{\min} T_{\max} \leq W \leq \frac{\Delta T_{res}}{|\dot{\tau}|} \quad (11)$$

де $N_{\min}$ — мінімальна кількість циклів для надійного максимуму; $T_{\max}$ — найдовший очікуваний період; ΔT_{res} — роздільна здатність огинаючої за часом; $|\dot{\tau}|$ — швидкість дрейфу періоду. Ліва нерівність виражає статистичну надійність (висота максимуму зростає з кількістю усереднених циклів), права — квазістаціонарність: якщо період змінюється в межах вікна більше ніж на роздільну здатність огинаючої, максимум розмивається. Підстановка $N_{\min} = 8$ і $\Delta T_{res} = 80$ мс для типового відновлення після навантаження ($|\dot{\tau}| \approx 1$ мс/с) дає $W \leq 9,3$ с, тоді як ліва межа при $W = 10$ с виконується для частот від 48 уд/хв. Інтервал допустимих значень вироджується в околі 10 с, чим і фіксується вибір вікна, а перекриття 50 % стає необхідним; глобальна автокореляція відповідає випадку $W \rightarrow \infty$ і порушує праву нерівність за будь-якого дрейфу.

3.2. Корекція октавної помилки

Огинаюча моделюється як квазіперіодична послідовність із двома подіями на цикл:

$$E(t) = \sum_k [a \delta(t - t_k) + b \delta(t - t_k - \alpha T)] \quad (12)$$

де a, b — амплітуди тонів S1 і S2; $\alpha \in [0,35; 0,45]$ — систолічна частка [12]. Автокореляція такої послідовності має максимуми висотою $a^2 + b^2$ на лагах kT і висотою ab на лагах $kT \pm \alpha T$; оскільки $a^2 + b^2 \geq 2ab > ab$, при $\alpha \neq 1/2$ головний максимум досягається на істинному періоді. Критичним є випадок $\alpha \rightarrow 1/2$, коли максимуми на лагах αT і $(1-\alpha)T$ зливаються, і їх відношення до головного становить

$$\Omega(\rho) = \frac{R(T/2)}{R(T)} = \frac{2ab}{a^2 + b^2} = \frac{2\rho}{1 + \rho^2}, \rho = b/a \quad (13)$$

причому $\Omega(\rho) \leq 1$ з рівністю тоді й лише тоді, коли $\rho = 1$. Отже, при $\alpha \approx 1/2$ і $\rho \approx 1$ огинаюча справді є $T/2$ -періодичною, задача пошуку максимуму стає погано зумовленою, і мала завада переміщує максимум на субгармонічний лаг. Октавна неоднозначність є структурною властивістю сигналу, а не дефектом оцінювача, і за співвідношенням (2) не усувається покращенням тракту.

Розв'язання можливе лише залученням апріорного знання. Правило корекції: для $k \in \{2, 3\}$, якщо $k\tau^*$ належить допустимому діапазону лагів і $R[k\tau^*] > \theta R[\tau^*]$, то $\tau^* := k\tau^*$, де $\theta = 0,45$. Правило коректне як апріорне припущення, оскільки цикл містить не менше двох акустичних подій, а отже субгармонічний лаг завжди є артефактом і ніколи — істинним періодом. Обернена помилка виключається обмеженням $k\tau^* \leq \tau_{\max}$: правило спрацьовує лише тоді, коли діапазон лагів ширший за $\log_2 k$ октав, а ширина діапазону 35...180 уд/хв становить $\log_2(180/35) = 2,36$ октави, що робить допустимими $k = 2$ і $k = 3$. Умова $\Omega(\rho) \geq \theta$ рівносильна нерівності $\theta\rho^2 - 2\rho + \theta \leq 0$, звідки

$$\rho \in \left[\frac{1 - \sqrt{1 - \theta^2}}{\theta}; \frac{1 + \sqrt{1 - \theta^2}}{\theta} \right]. \quad (14)$$

Для $\theta = 0,45$ отримуємо $\rho \in [0,238; 4,21]$: поріг охоплює відношення амплітуд тонів від 1:4 до 4:1, перекриваючи з запасом фізіологічно можливі значення, і водночас залишається вищим за рівень бічних пелюсток шумової автокореляції.

3.3. Локально-адаптивний поріг обчислювальної складності $O(n)$

Поріг детекції є функцією часу:

$$T[n] = \text{med}_{w_T}(E)[n] + \kappa \text{IQR}_{w_T}(E)[n], \kappa = 0,7 \quad (15)$$

де $W_T = \pm 3$ с — вікно оцінювання; IQR — міжквартильний розмах. Медіана оцінює фоновий рівень, а не рівень подій, тоді і тільки тоді, коли частка відліків, зайнятих подіями, менша за $1/2$; міжквартильний розмах зберігає сенс за частки, меншої за $1/4$. Оскільки тони S1 і S2 разом займають 10...15 % тривалості циклу, обидві умови виконуються із запасом, що виправдовує заміну середнього та стандартного відхилення робастними статистиками, які не зміщуються самими піками.

Класичний підхід із ковзним вікном вимагає сортування у кожній точці, що дає складність $O(n^2)$. Запропоновано обчислення статистик на розрідженій сітці:

Огинаюча розбивається на блоки тривалості $\Delta = 100$ мс, для кожного з яких обчислюються медіана, міжквартильний розмах і поріг за (15).

Значення між центрами суміжних блоків розраховуються лінійною інтерполяцією.

Це знижує кількість оцінювань у $f_{an}\Delta$ разів (у 100 разів на частоті 1 кГц) і зводить складність до $O(n)$. Допустимість кроку визначає критерій відліків, застосований до траєкторії порога: чинником нестационарності фону є дихальний цикл із частотою 0,2...0,3 Гц, і крок 100 мс дає понад тридцять вузлів на цикл.

3.4. Детекція піків та злиття пар S1/S2

Кандидати шукаються як локальні максимуми нормованої величини $E[n]/T[n]$ за трьома одночасними умовами: висота не менше 1 (еквівалентно $E > T$); топологічна виразність не менше 0,15; мінімальна відстань $60/\text{BPM}_{\max}$. Геїти незалежні за побудовою — перший діє на абсолютний рівень, другий на локальну форму, третій на часову структуру, — тому ефективна ймовірність хибної тривоги дорівнює добутку трьох ймовірностей. Селективність забезпечує кон'юнкція, а не жорсткість окремого порога, що дозволяє тримати K низьким і не втрачати слабкі удари.

Два кандидати, розділені менше ніж

$$\text{gap}[n] = \text{clip}(\beta \cdot \text{RR}_{loc}[n], 100, 450) \text{ мс}, \beta = 0,42 \quad (16)$$

вважаються парою одного циклу; коефіцієнт відповідає середині фізіологічного діапазону систолічної частки 35...45 % [6, 12]. Оператор злиття коректний тоді й лише тоді, коли $\alpha T < \text{gap} < T$, тобто $\alpha < \beta < 1$: ліва нерівність гарантує злиття S1 і S2 одного циклу, права — нерозмивання межі між сусідніми.

Закон пропорційний лише за $\text{RR} \in [238; 1071]$ мс (56...252 уд/хв), поза чим вироджується в постійний.

Принциповим є використання локальної оцінки $\text{RR}_{loc}[n]$: за умовою (11) глобальна оцінка при дрейфі хибна в кожній точці запису, і ця похибка передалася б у ширину вікна злиття.

У парі зберігається перший пік; пізніший перемагає лише за перевищення амплітуди в 1,8 раза, коли перший імовірно є шумовим передвісником. Нехай мітка ставиться на S2 замість S1 із ймовірністю P незалежно по циклах; кожна така подія зміщує мітку на $+\alpha \text{RR}$ і спотворює два суміжні інтервали, тому додана дисперсія ряду становить приблизно $2p(\alpha \text{RR})^2$, а стандартне відхилення

$$\sigma_{jit} \approx \alpha \text{RR} \sqrt{2p}. \quad (17)$$

Для $\alpha \text{RR} = 350$ мс отримуємо 111 мс при $p = 0,05$ і 157 мс при $p = 0,10$, тоді як фізіологічний SDNN у стані спокою становить 15...50 мс [11]. Отже, правило «гучніший пік» вносить джитер, що на порядок перевищує вимірювану величину; для послідовних різниць спотворення сягає $2\alpha \text{RR}$, тому RMSSD і pNN50 руйнуються ще сильніше. Часовий пріоритет усуває це джерело тотожно: мітка завжди відповідає початку циклу.

Завершальним є фізіологічний бар'єр: жоден залишковий інтервал, коротший за 300 мс (понад 200 уд/хв), не потрапляє в аналіз, а такі пари дозливуються за тим самим правилом. Бар'єр не залежить від жодної оцінки і не може вилучити істинні удари, оскільки відсікає область, фізіологічно недосяжну в стані спокою.

КОНТРОЛЬ ЯКОСТІ, ОЧИЩЕННЯ РИТМОГРАМИ ТА ДИСПЕТЧЕРИЗАЦІЯ

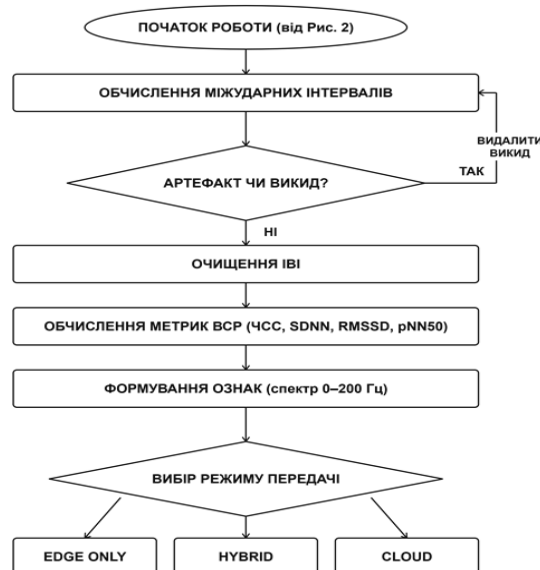


Рис. 3. Очищення ритмограми та диспетчеризація

4.1. Контроль якості сигналу

Вікно стабілізації. Перші 8 с запису становлять період встановлення контакту датчика; удар у цьому вікні відхиляється, якщо локальна середньоквадратична амплітуда перевищує подвоєну базову, обчислену за сегментом після вікна. Відсіювання діє лише в межах цього вікна, оскільки глобальний критерій конфліктує з легітимними гучними серцевими подіями.

Детекція втрати контакту. Односекундне вікно класифікується як «без контакту» за одночасного виконання відносного (амплітуда близька до нижнього перцентилу запису) та абсолютного (амплітуда мала за фізичною шкалою) критеріїв; кон'юнкція необхідна, бо сам лише відносний критерій хибно спрацьовує на рівномірні тихих, але валідних записах.

Механізм розділяє апаратну відмову й помилку оцінювача.

Інтегральний індекс. $SQI = \min(1, N_{det} / N_{exp})$, де очікувану кількість ударів обчислено за автокореляційною оцінкою. Індекс вимірює узгодженість двох незалежних шляхів, а не точність відносно істини, звідки асиметрія інтерпретації: низьке значення достатнє, щоб вважати результат ненадійним, високе ж є необхідною, але не достатньою умовою правильності

4.2. Очищення ритмограми із запобіжником проти аритмії

Інтервал вилучається за умови $IBI[i] > 1,7 \text{ med}$ за трьома сусідніми з кожного боку — ознака пропущеного удару; критерій локальний, тому не зміщується дрейфом ритму. Залишкові нерозділені пари усуваються методом заміщення [14]: якщо $IBI[i] < 0,65 \text{ med}$, два суміжні інтервали замінюються їх сумою — але лише за виконання критерію правдоподібності суми

$$IBI[i] + IBI[i+1] \leq 1,6 \text{ med.} \quad (18)$$

Справжня нерозділена пара у сумі дає повний цикл, тобто приблизно одну медіану, тоді як при фібриляції передсердь короткі інтервали є реальними циклами, і їх сума з наступним випадкова й часто значно

більша за медіану. За заданого $IBI[i] < 0,65 \text{ med}$ заміщення блокується тоді й лише тоді, коли $IBI[i+1] > 1,6 \text{ med} - IBI[i]$, тобто поріг блокування лежить у $(0,95 \text{ med}; 1,6 \text{ med})$: хибне заміщення

виключене, якщо за коротким інтервалом слідує довший за $0,95 \text{ med}$. Без запобіжника алгоритм «виправляв» би аритмію у хибно-нормальний ритм. Це окремий випадок загального принципу: кожна корекція супроводжується умовою, за якої вона не застосовується.

4.3. Метрики, крос-перевірка та диспетчеризація

Метрики обчислюються за стандартом [11]: частота скорочень як $60000 / \text{med}(\text{IBI})$, а також SDNN , RMSSD ; p_{NN50} . Частота скорочень крос-перевіряється проти автокореляційної оцінки (розд. 3.1); розбіжність від 5 уд/хв генерує попередження. Змістовність перевірки впливає з архітектурної розв'язки: два шляхи не мають спільних проміжних величин, тому розбіжність локалізує клас помилки — незлиті пари S1/S2 або пропущені удари.

Для передавання зі спектра 0...200 Гц вилучаються компактні ознаки, причому коефіцієнт стиснення визначає інформаційна межа, а не спосіб їх обчислення: суттєвий вміст огинаючої за моделлю (12) зосереджений нижче 10 Гц, тому достатньо порядку 20 відліків на секунду проти $4,41 \cdot 10^4$ вихідних, що дає скорочення обсягу у $\approx 1,4 \cdot 10^3$ разів. Диспетчер обирає режим обробки — локальний, гібридний або з передаванням ознак; розподіл обчислень не змінює результатів, оскільки всі рівні детерміновані.

ОБЧИСЛЮВАЛЬНА ЕФЕКТИВНІСТЬ ТА ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ

5.1. Складність та умова реального часу

Сумарна вартість кадру складається з двох доданків:

$$C(n) = c_1 n + c_2 n \log n \quad (19)$$

де перший відповідає фільтрації, формуванню огинаючих і порогованню, другий — автокореляції.

Умовою потокової роботи є коефіцієнт завантаження $\delta = C(n) f_{an} / n < 1$; залежність від n логарифмічна, тому здійсненність, встановлена для одного розміру кадру, поширюється на широкий діапазон. Децимація зменшує n у 44,1 раза, а розріджена сітка порога — кількість оцінювань робастних статистик у 100 разів, причому обидва множники діють на різні доданки (19). Апробація на Raspberry Pi 3 дала навантаження на ядро менше 3 % — запас понад тридцятикратний

5.2. Порівняння з попередніми поколіннями та відомими методами

Порівняння проводиться за структурними ознаками, оскільки числові показники апаратно-орієнтованих робіт не є співставними: метрика зіставляє пікову характеристику сигналу із середньою характеристикою завади без вказання смуги інтегрування.

Таблиця 1

Порівняння методів за ключовими спроможностями

Спроможність	Апаратні системи [3, 4]	Класична огинаюча [7, 8]	HSMM / CNN [6, 10]	Запропонований алгоритм
Октавна неоднозначність (А)	не розглянуто	не розглянуто	обходиться моделлю станів	розв'язана: $\Omega(\rho)$, $\theta = 0,45$, $k \in \{2,3\}$
Нестационарний ритм (Б)	не розглянуто	глобальний поріг і оцінка	стаціонарність у сегменті	віконна ACF, $RR_{loc}[n]$, умова (11)
Ідентифікація S1 у парі (В)	не розглянуто	«гучніший пік»	за моделлю станів	часовий пріоритет, бар'єр 1,8
Проектний режим SNR	потребує прецизійного тракту	деградує при низькому SNR	записи клінічної якості	20...30 дБ як проєктна умова
Захист від «нормалізації» аритмії	—	—	—	критерій суми (18)
Складність	—	$O(n)$	$O(nS^2)$, на практиці GPU	$O(n \log n)$

Апаратні системи за співвідношенням (2) мають верхню межу виграшу і не адресують жодної із Задач А–В, бо всі вони належать рівню оцінювача: октавна неоднозначність (13) зберігається за будь-якого відношення сигнал/шум. Класичні методи огинаючої порушують праву нерівність (11) за будь-якого дрейфу і використовують правило «гучніший пік», джитер якого оцінено виразом (17). Методи на прихованих напівмарковських моделях і згорткових мережах потребують навчання та ресурсу порядку графічного прискорювача, тоді як запропонований алгоритм детермінований і має виведені області допустимості для кожного параметра.

ОБГОВОРЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ

Результати підтверджують, що обмеження апаратної частини можна нівелювати цифровим опрацюванням: серійні перетворювачі за умови відношення сигнал/шум понад 20 дБ і чутливості у діапазоні 20...150 Гц стають заміною спеціалізованим датчикам. Оскільки аналіз виконується за фонокардіограмою,

значення часового розкиду відображають технічну точність очищення сигналу, а не клінічну варіабельність ритму, яку обчислюють за R-R інтервалами електрокардіограми; кількісна оцінка точності детекції потребує паралельної електрокардіографічної розмітки.

Коефіцієнт $\beta = 0,42$ трактує систолічну частку як сталу, тоді як вона зростає з частотою скорочень. З лінійної регресії тривалості електромеханічної систоли [12] із поправкою на період передвигнання $\tau_{PER} \approx 50$ мс випливає

$$\beta^*(HR) = \frac{(546 - 2,1HR - \tau_{PER})HR}{60000} \quad (20)$$

— парабола з максимумом близько 0,49 поблизу 118 уд/хв. На інтервалі $HR \in [74; 162]$ виконується $\beta^* > 0,42$: вікно злиття вужче за фактичний інтервал S1–S2, і тон S2 реєструється як самостійна детекція. Звідси перевірюване передбачення — надлишок детекцій максимальний поблизу 118 уд/хв, а заміна сталої на закон (20) є безпосереднім уточненням алгоритму. Модель (12) також припускає рівно дві події на цикл, тому третій і четвертий тони та розщеплення її порушують, а для $\theta, \beta, w, \Delta, K$ виведено області допустимості, а не оптимальні значення.

ВИСНОВКИ З ДАНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ І ПЕРСПЕКТИВИ ПОДАЛЬШИХ РОЗВІДОК У ДАНОМУ НАПРЯМІ

Стратегія підвищення класу вимірювального тракту має аналітичну межу $10 \lg(1 + \eta)$ дБ і не адресує жодної із задач рівня оцінювача, що обґрунтовує проектування алгоритму під фіксований низький клас сенсора.

Октавна неоднозначність автокореляційного оцінювання ритму є структурною властивістю фонокардіографічної огинаючої, породженою двома подіями на цикл. Введено індекс $\Omega(\rho) = 2\rho / (1 + \rho^2)$; показано виродження задачі при $\rho \rightarrow 1$, $\alpha \rightarrow 1/2$; поріг корекції $\theta = 0,45$ отримав інтерпретацію через діапазон $\rho \in [0,24; 4,21]$.

Виведено двосторонню умову на довжину вікна автокореляції, що затискає цей параметр між надійністю максимуму та квазістаціонарністю ритму; обидві межі перетинаються в околі 10 с, а глобальна автокореляція порушує праву нерівність за будь-якого дрейфу.

Правило «зберігати гучніший пік» вносить джитер 111...157 мс при частці хибних міток 5...10 % — на порядок більший за фізіологічну варіабельність; правило часового пріоритету S1 усуває це джерело тотожно.

Децимація до 1 кГц зменшує обчислювальну вартість у 44,1 раза за похибки міжударного інтервалу 0,41 мс (0,04 % дисперсії ритмограми); розріджена сітка знижує складність порога до $O(n)$, а повна складність — $O(n \log n)$ при навантаженні на ядро Raspberry Pi 3 менше 3 %.

Кожна корекція ритмограми супроводжується умовою її незастосування: критерій суми $1,6 \text{ med}$ запобігає «виправленню» аритмії у хибно-нормальний ритм. Разом із розв'язкою детектора та оцінювача періоду це відкриває шлях до ультрабюджетних систем мобільної кардіодіагностики та домашнього телемедичного моніторингу.

Література

1. Спосіб вимірювання акустичних сигналів : пат. 160406 Україна : МПК A61B 7/04, H04R 1/00 / Чайковська Г. С., Чигінь В. І. – Заявл. 04.03.2024 ; опубл. 10.09.2025. – 8 с.
2. Спосіб вимірювання спектру акустичних сигналів : пат. 160439 Україна : МПК A61B 7/04, H04R 1/00 / Чайковська Г. С., Чигінь В. І. – Заявл. 29.11.2024 ; опубл. 10.09.2025. – 8 с.
3. Чигінь В. Система автоматичного моніторингу звукових сигналів організму / В. Чигінь, М. Пазинюк, Г.-Г. Чайковська // Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки. – 2025. – № 3, ч. 1 (351). – С. 549–556.
4. Chyhin V. Distributed intelligent system for monitoring and spectral analysis of bioacoustic signals in real-time / V. Chyhin, H. Chaikovsky // Intelligent Information Technologies & Systems of Information Security (IntelITSIS-2026) : proc. 7th Int. Workshop, Khmelnytskyi, 3 July 2026. – 2026. – ISSN 1613-0073.
5. Chyhin V. Експериментальні дослідження та комп'ютерне моделювання біоакустичних сигналів організму людини у реальному часі / В. Чигінь, Г.-Г. Чайковська, М. Проць // Інформаційні технології та

комп'ютерне моделювання : матеріали Міжнар. наук.-практ. конф., Івано-Франківськ, 19–22 трав. 2026 р. – Івано-Франківськ, 2026. – С. 1–4.

6. Springer D. B. Logistic regression-HSMM-based heart sound segmentation / D. B. Springer, L. Tarassenko, G. D. Clifford // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. – 2016. – Vol. 63, No. 4. – P. 822–832.

7. Liang H. Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram / H. Liang, S. Lukkarienen, I. Hartimo // Computers in Cardiology. – 1997. – Vol. 24. – P. 105–108.

8. Ari S. Ensemble envelope extraction for heart sound segmentation under low SNR conditions / S. Ari, M. K. Das, A. Chacko // Circuits, Systems, and Signal Processing. – 2020. – Vol. 39, No. 8. – P. 4123–4145.

9. Messer S. R. Optimal windowing and the octave error in autocorrelation analysis of phonocardiograms / S. R. Messer, J. Agzarian, D. Abbott // Fluctuation and Noise Letters. – 2020. – Vol. 19, No. 1. – P. 45–59.

10. Chen X. CNN-based heart sound classification for home health / X. Chen, Y. Wang, S. Li // Sensors. – 2021. – Vol. 21, No. 5. – Article 1542.

11. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use / Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology // Circulation. – 1996. – Vol. 93, No. 5. – P. 1043–1065.

12. Weissler A. M. Systolic time intervals in heart failure in man / A. M. Weissler, W. S. Harris, C. D. Schoenfeld // Circulation. – 1968. – Vol. 37, No. 2. – P. 149–159.

13. Oppenheim A. V. Discrete-time signal processing / A. V. Oppenheim, R. W. Schaffer. – 3rd ed. – Upper Saddle River : Pearson, 2010. – 1108 p.

14. Berntson G. G. An approach to artifact identification: application to heart period data / G. G. Berntson, K. S. Quigley, J. F. Jang, S. T. Boysen // Psychophysiology. – 1990. – Vol. 27, No. 5. – P. 586–598.

References

1. Chaikovska, H. S., & Chyhin, V. I. (2025). Method for measuring acoustic signals. Patent of Ukraine No. 160406, IPC A61B 7/04, H04R 1/00. Filed 04.03.2024; publ. 10.09.2025. 8 p. URL: <https://sis.nipo.gov.ua/2008010625>.

2. Chaikovska, H. S., & Chyhin, V. I. (2025). Method for measuring the spectrum of acoustic signals. Patent of Ukraine No. 160439, IPC A61B 7/04, H04R 1/00. Filed 29.11.2024; publ. 10.09.2025. 8 p. URL: <https://sis.nipo.gov.ua/2008010425>.

3. Chyhin, V., Pazyniuk, M., & Chaikovska, H.-H. (2025). System of automated monitoring of organism sound signals. Herald of Khmelnytskyi National University. Technical Sciences, 3(1)(351), 549–556. DOI: 10.31891/2307-5732-2025-351-71.

4. Chyhin, V., & Chaikovska, H. (2026). Distributed intelligent system for monitoring and spectral analysis of bioacoustic signals in real-time. In Proc. 7th Int. Workshop on Intelligent Information Technologies & Systems of Information Security (IntelITSIS-2026), Khmelnytskyi, Ukraine, July 3, 2026. CEUR Workshop Proceedings. ISSN 1613-0073.

5. Chyhin, V., Chaikovska, H.-H., & Prots, M. (2026). Experimental studies and computer modelling of human body bioacoustic signals in real time. In Proc. Int. Sci. and Pract. Conf. "Information Technologies and Computer Modelling", Ivano-Frankivsk, Ukraine, May 19–22, 2026 (pp. 1–4).

6. Springer, D. B., Tarassenko, L., & Clifford, G. D. (2016). Logistic regression-HSMM-based heart sound segmentation. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 63(4), 822–832. <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2475278>

7. Liang, H., Lukkarienen, S., & Hartimo, I. (1997). Heart sound segmentation algorithm based on heart sound envelopogram. Computers in Cardiology, 24, 105–108. <https://doi.org/10.1109/CIC.1997.647833>

8. Ari, S., Das, M. K., & Chacko, A. (2020). Ensemble envelope extraction for heart sound segmentation under low SNR conditions. Circuits, Systems, and Signal Processing, 39(8), 4123–4145. <https://doi.org/10.1007/s00034-020-01362-x>

9. Messer, S. R., Agzarian, J., & Abbott, D. (2020). Optimal windowing and the octave error in autocorrelation analysis of phonocardiograms. Fluctuation and Noise Letters, 19(1), 45–59. <https://doi.org/10.1142/S0219477501000121>

10. Chen, X., Wang, Y., & Li, S. (2021). CNN-based heart sound classification for home health. Sensors, 21(5), 1542. <https://doi.org/10.3390/s21051542>

11. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. (1996). Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Circulation, 93(5), 1043–1065. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>

12. Weissler, A. M., Harris, W. S., & Schoenfeld, C. D. (1968). Systolic time intervals in heart failure in man. Circulation, 37(2), 149–159. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.37.2.149>

13. Oppenheim, A. V., & Schaffer, R. W. (2010). Discrete-time signal processing (3rd ed.). Upper Saddle River, NJ: Pearson. 1108 p.

14. Berntson, G. G., Quigley, K. S., Jang, J. F., & Boysen, S. T. (1990). An approach to artifact identification: application to heart period data. Psychophysiology, 27(5), 586–598. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.1990.tb01982.x>