

БОЙКО Юлій

Хмельницький національний університет

<https://orcid.org/0000-0003-0603-7827>

e-mail: boiko_julius@ukr.net

ПІДЧЕНКО Сергій

Хмельницький національний університет

<https://orcid.org/0000-0001-9488-1782>

e-mail: sergpcn@gmail.com

ШВЕЦЬ Іван

Хмельницький національний університет

<https://orcid.org/0009-0009-0837-3788>

e-mail: zagib2002@gmail.com

ОЦІНЮВАННЯ ДІАГНОСТИЧНОЇ ЗНАЧУЩОСТІ КОЕФІЦІЄНТІВ РОЗРІДЖЕНОГО ПОДАННЯ СФІГМОГРАМИ В СИСТЕМАХ ТЕЛЕМОНІТОРИНГУ ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНОГО СТАНУ

В роботі розв'язано задачу кількісного оцінювання діагностичної значущості окремих коефіцієнтів розрідженого подання сфігмограми — сигналу, що є носієм інформації про психофізіологічний стан особи з посттравматичним стресовим розладом. Експериментальну базу становить власна вибірка з тринадцяти записів сумарною тривалістю близько 14,8 хв, отриманих на вимірювальному каналі з кварцовими п'єзореzonансними апланаційними давачами.

Спектральним аналізом встановлено, що реальна смуга сигналу лежить у межах 3,5...11,6 Гц за частоти дискретизації 500 Гц, що відповідає надлишковості оцифрування у 21,6...70,6 разів. Цю надлишковість знято розрідженням поданням на основі дискретного косинусного перетворення з коефіцієнтом стиснення близько 31.

Запропоновано міру діагностичної ваги коефіцієнта, означену як нормовану зважену суму чутливостей положення характерних точок контуру пульсової хвилі до збурення цього коефіцієнта. Обчислювальним експериментом доведено, що енергетичний і діагностичний профілі спрямовані протилежно: близько 94 % сумарної діагностичної ваги припадає на коефіцієнти з номерами вісім і вище, тоді як перші вісім коефіцієнтів, які несуть переважну частину енергії кадру, дають менш ніж 6 % діагностичної ваги. На цій основі сформульовано критерій діагностичної цілісності та його вимірювальну форму.

Ключові слова: сфігмограма; дикротична інцизура; варіабельність серцевого ритму; дискретне косинусне перетворення; розріджене подання; діагностична вага; надлишковість оцифрування; телемоніторинг.

BOIKO Juliy, PIDCHENKO Serhii, SHVETS Ivan

Khmelnytskyi National University

ASSESSMENT OF THE DIAGNOSTIC SIGNIFICANCE OF SPARSE REPRESENTATION COEFFICIENTS OF SPHYGMOGRAM SIGNALS IN PSYCHOPHYSIOLOGICAL TELEMONITORING SYSTEMS

The paper addresses the quantitative assessment of the diagnostic significance of individual coefficients of the sparse representation of a sphygmogram, a signal carrying information on the psychophysiological state in post-traumatic stress disorder. Experimental data were obtained on a measuring channel with quartz piezoresonance applanation sensors; the sample comprises thirteen records of about 14.8 minutes total duration in two sampling formats. Spectral analysis based on the 99 % power containment bandwidth showed that the actual signal bandwidth lies between 3.5 and 11.6 Hz at a sampling rate of 500 Hz, which corresponds to a digitization redundancy of 21.6 to 70.6 times. This redundancy is removed by a sparse representation based on the discrete cosine transform with a compression ratio of about 31, lowering the link load from about 6 to 0.19 kbit/s per channel. A measure termed the diagnostic weight of a coefficient is introduced and defined as the normalized weighted sum of the sensitivities of the positions of the fiducial points of the pulse contour to a perturbation of that coefficient; the sensitivities are evaluated by central differences with sub-sample localization of the systolic peak, the dicrotic notch and the interbeat interval. A computational experiment showed that the energy and diagnostic weight profiles are oppositely directed: about 94 % of the total diagnostic weight is carried by coefficients with indices of eight and above, the sensitivity of the dicrotic notch peaking near the twentyeighth coefficient, whereas the first eight coefficients, which contain the predominant part of the frame energy, provide less than 6 % of the diagnostic weight. On this basis a diagnostic integrity criterion and its measurable form, the deviation of the SDNN index, are formulated.

Keywords: sphygmogram; dicrotic notch; heart rate variability; discrete cosine transform; sparse representation; diagnostic weight; digitization redundancy; telemonitoring.

Стаття надійшла до редакції / Received 03.07.2026
Прийнята до друку / Accepted 14.08.2026
Опубліковано / Published 10.09.2026



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/)

© БОЙКО Юлій, ПІДЧЕНКО Сергій, ШВЕЦЬ Іван

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

Тривала участь у бойових діях спричиняє стійкі розлади психофізіологічної адаптації, серед яких провідне місце посідає посттравматичний стресовий розлад [1]. Скринінг цього стану традиційно спирається на опитувальники, проте їх результат залежить від суб'єктивної оцінки та мотивації респондента, що в умовах військової служби істотно знижує довіру до отриманих даних. Тому актуальним є перехід до інструментального контролю за об'єктивними фізіологічними показниками [2].

Найінформативнішим таким показником визнано варіабельність серцевого ритму — здатність синусового вузла гнучко змінювати тривалість міжпульсових інтервалів під впливом симпатичної та парасимпатичної ланок вегетативної нервової системи [3]. Хронічна симпатична активація, характерна для посттравматичного стресового розладу, проявляється зниженням цієї варіабельності та зростанням жорсткості судинного русла, що відображається на формі пульсової хвилі.

Практична реалізація масового моніторингу потребує автономних носимих вузлів, які передають дані радіоканалом. Тут виникає суперечність, що і становить предмет представленої статті. З одного боку, частота дискретизації, прийнята в апаратурі реєстрації, значно перевищує потрібну за теоремою Найквіста–Шеннона, тому потік містить велику надлишковість і підлягає стисненню. З іншого боку, всі поширені процедури стиснення відбирають складові подання за критерієм енергії, тобто зберігають те, що формує загальну форму сигналу.

Проте діагностичний висновок формується не за загальною формою кривої, а за положенням окремих характерних точок її контуру. Чи збігається енергетична значущість складових розрідженого подання з їхньою діагностичною значущістю — питання, яке в наявних дослідженнях не поставлено. Без відповіді на нього неможливо ані обґрунтовано вибрати робочу точку стиснення, ані коректно оцінити якість вимірювально-передавального тракту, оскільки поширені сигнальні метрики похибки цієї відмінності не розрізняють.

АНАЛІЗ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ПУБЛІКАЦІЙ

Зв'язок посттравматичного стресового розладу з дисфункцією вегетативної регуляції підтверджено метааналітичними дослідженнями [2, 4], а його вплив на серцево-судинну систему детально описано в [3]. Методичну базу оцінювання варіабельності серцевого ритму встановлено стандартом [5], а можливість застосування надкоротких записів, що принципово для носимих систем, обґрунтовано в [6].

Аналіз контуру пульсової хвилі як самостійного діагностичного інструмента розглянуто в оглядових роботах [7, 8], де показано, що діагностичне навантаження несуть саме положення характерних точок — систолічного піку та дикротичної інцизури. Алгоритмічні аспекти локалізації інцизури, яка є найтоншою і найвразливішою ознакою контуру, досліджено в [9]. Апаратну реалізацію вимірювального каналу на кварцових п'єзореzonансних давачах, використану в цій роботі, описано в [10, 11].

Методи стиснення біоелектричних сигналів систематизовано в [12], де відзначено домінування енергетичних критеріїв відбору складових подання, а якість відновлення оцінюється сигнальними метриками — середньоквадратичною похибкою або відсотковою різницею. Питання оцінювання ефективності телекомунікаційних трактів для передавання таких даних розглянуто в [13].

Спільним для наведених джерел є те, що діагностична значущість окремих складових розрідженого подання не оцінюється кількісно. Відсутня міра, яка дозволяла б упорядкувати коефіцієнти за їхнім внеском у діагностичний висновок, а не за енергією. Саме це визначає невирішену частину загальної проблеми.

ФОРМУЛЮВАННЯ ЦІЛЕЙ СТАТТІ

Метою роботи є: розроблення методу кількісного оцінювання діагностичної значущості коефіцієнтів розрідженого подання сфігмограми та обґрунтування на його основі критерію діагностичної цілісності сигналу, придатного для оцінювання якості вимірювально-передавального тракту систем телемоніторингу.

ВИКЛАД ОСНОВНОГО МАТЕРІАЛУ

Об'єкт вимірювання та експериментальна база.

Сфігмограма є кривою тиску пульсової хвилі, що поширюється артеріальним руслом від лівого шлуночка до периферії. Її контур містить характерні точки (рис. 1), з яких діагностичний висновок формують три — систолічний пік, дикротична інцизура та основи сусідніх пульсових хвиль, що задають міжпульсовий інтервал. Систолічний пік відповідає моменту максимального тиску у фазі вигнання, і час його досягнення характеризує скоротливу здатність міокарда та податливість судин. Дикротична інцизура — западина на катакротичному спаді — виникає внаслідок закриття аортального клапана і подальшого відбиття хвилі, тому вона є механічним маркером межі систоли та діастолі, а її глибина і положення відображають жорсткість судинного русла. Міжпульсовий інтервал, вимірюваний між основами сусідніх пульсових хвиль, є первинною величиною для обчислення показників варіабельності серцевого ритму.

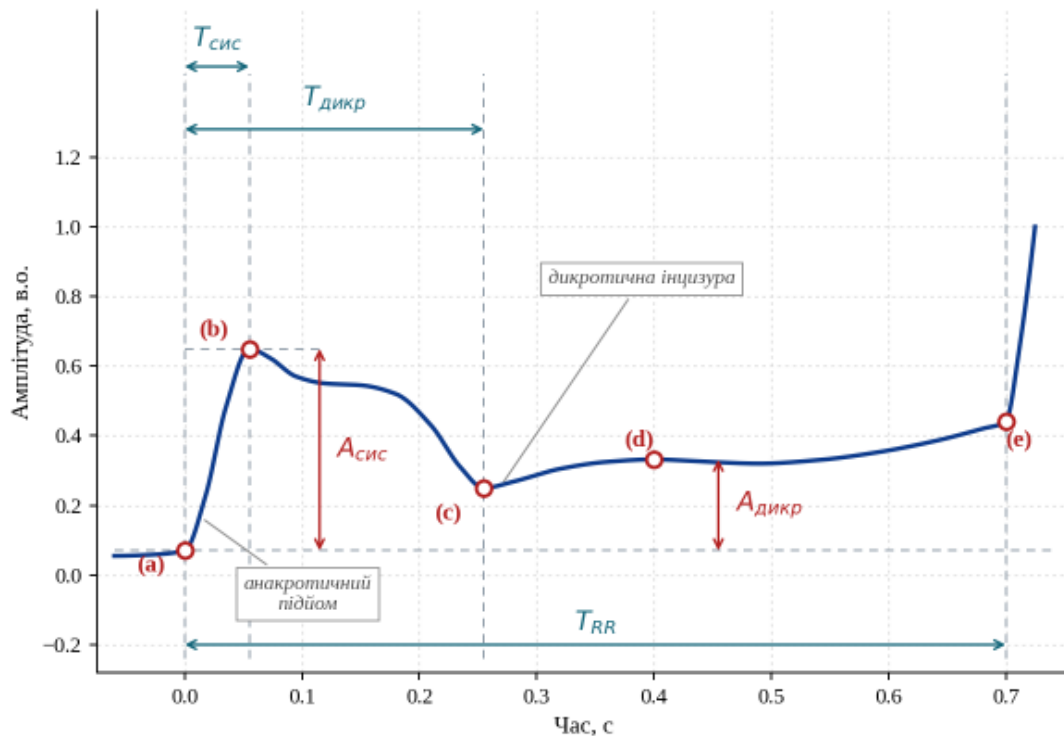


Рис. 1. Контур пульсової хвилі та її характерні точки: (а) — початок анакротичного підйому; (б) — систолічний пік; (с) — дикротична інцизура; (д) — вершина дикротичної хвилі; (е) — основа наступної пульсової хвилі

На рис. 1 позначено такі часові інтервали та амплітуди: $T_{\text{сис}}$ — час до систолічного піку, тобто інтервал від основи хвилі (а) до систолічного піку (б) який характеризує швидкість наростання тиску у фазі вигнання та податливість артеріального русла; $T_{\text{дикр}}$ — час до дикротичної інцизури, інтервал від основи хвилі (а) до інцизури (с) який відповідає тривалості періоду вигнання і визначає момент закриття аортального клапана; T_{RR} — міжпульсовий інтервал, час між основами двох сусідніх пульсових хвиль (а) і (е), тривалість повного серцевого циклу, первинна величина для обчислення показників варіабельності серцевого ритму; $A_{\text{сис}}$ — амплітуда систолічної хвилі, перевищення систолічного піку (б) над рівнем основи та відображає ударний об'єм та скоротливу здатність міокарда; $A_{\text{дикр}}$ — амплітуда дикротичної хвилі та тонус периферійних судин.

Експериментальні дані отримано на вимірювальному каналі з кварцовими п'єзореzonансними апланаційними давачами, розробленому в Хмельницькому національному університеті [10, 11]. Принцип перетворення полягає в зміні частоти кварцового резонатора під дією зусилля, створюваного пульсовою хвилею через апланаційний контакт над артерією, що забезпечує високу чутливість до малих деформацій контуру за відсутності калібрування за абсолютним тиском.

Первинним перетворювачем є п'єзореzonансний механотрон — кварцовий резонатор, що збуджується у змінному міжелектродному зазорі. Пульсова хвиля через апланаційний контакт деформує мембрану, зазор між нею та п'єзоелементом зменшується, а резонансна частота відповідно знижується. Відносну інформативну девіацію частоти вимірювального сигналу визначає вираз:

$$\delta F = (f(X) - f_0) / f_0 = 0,5 \cdot m \cdot X / (X + a), \quad (1)$$

де X — поточний зазор між мембраною та п'єзоелементом; f_0 — номінальне значення частоти за $X=0$; m — коефіцієнт втягування частоти резонатора; $a = h_{\text{PE}} / \epsilon_{\text{PE}}$ — параметр кварцового п'єзоелемента, що визначається його товщиною h_{PE} та діелектричною проникністю ϵ_{PE} .

Крутизну характеристики перетворення дістаємо диференціюванням виразу (1) за зазором:

$$SF = d\delta F / dX = 0,5 \cdot m \cdot a / (X + a)^2 \quad (2)$$

Початковий зазор встановлюють в межах 41...42 мкм за номінальної частоти резонатора 10 МГц, чим забезпечується робота на найкрутішій ділянці характеристики перетворення. Частота автогенератора перетворюється у цифровий код частотно-кодовим перетворювачем із гетеродинуванням, після чого дані надходять до мікроконтролера та передаються для подальшого оброблення.

Реалізована на цьому принципі сфінгографічна система забезпечує динамічний діапазон 0...300 мм рт. ст., роздільну здатність не гірше 0,05 мм рт. ст., основну похибку не більше 0,2% та температурну похибку не більше 0,3% в інтервалі робочих температур 10...50°C. Відносна похибка визначення періоду інформаційного сигналу за типових параметрів тракту не перевищує 0,1%.

Наведені метрологічні характеристики мають безпосереднє значення для подальшого викладу. Оскільки похибка визначення періоду не перевищує 0,1%, положення характерних точок контуру є фізично вимірюваною величиною, а не артефактом оброблення сигналу. Це дає підстави коректно поставити задачу про чутливість цих положень до спотворень розрідженого подання, розв'язанню якої присвячено наступні підрозділи статті.

Вибірку становлять тринадцять записів двох форматів реєстрації, характеристики яких наведено в таблиці 1. Записи першої групи отримано з кроком дискретизації 2,0 мс, що відповідає частоті 500 Гц, другої — з кроком 1,8 мс, тобто 555,6 Гц. Розрядність квантування становить 12 біт. Оскільки давач не калібрований за абсолютним тиском, діагностичне навантаження припадає на часові та морфологічні ознаки контуру, а не на амплітудні.

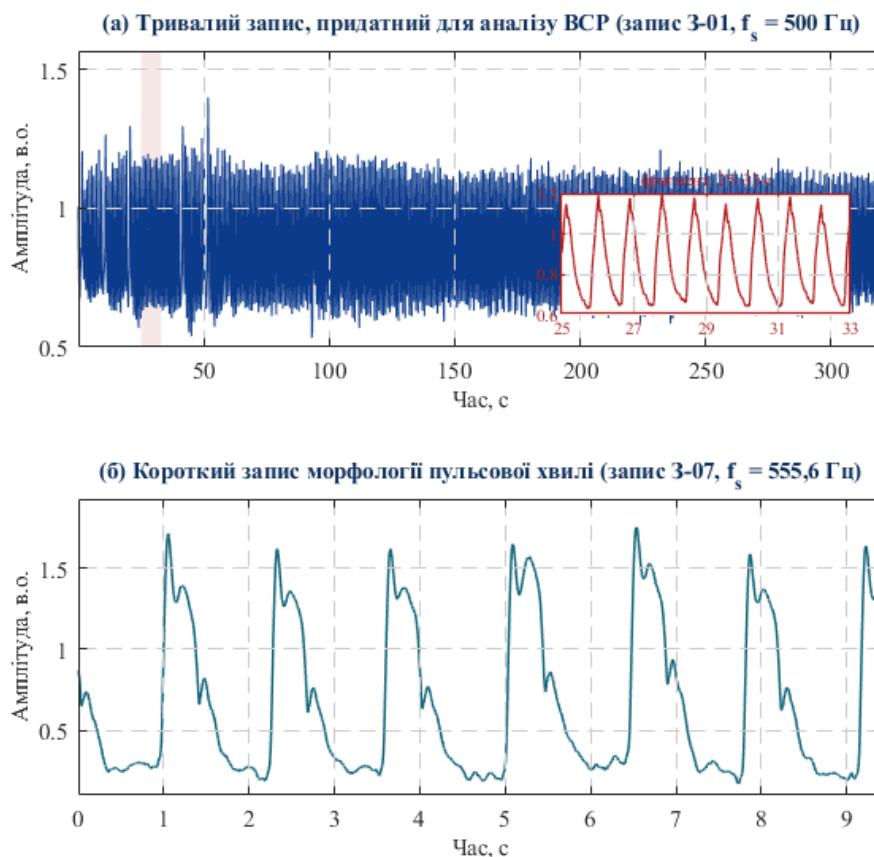


Рис. 2. Приклади сфінгограм двох форматів реєстрації: а — запис із частотою дискретизації 500 Гц; б — запис із частотою 555,6 Гц; ВСР — варіабельність серцевого ритму

Таблиця 1

Характеристики експериментальної вибірки сфінгограм

№	Позначення запису	Кількість відліків N	Крок Δt , мс	f_s , Гц	Тривалість, с
1	3-01	160 482	2,0	500,0	321,0
2	3-02	95 053	2,0	500,0	190,1
3	3-03	61 900	2,0	500,0	123,8
4	3-04	50 029	2,0	500,0	100,1
5	3-05	48 149	2,0	500,0	96,3
6	3-06	5 570	1,8	555,6	10,0
7	3-07	5 240	1,8	555,6	9,4
8	3-08	3 970	1,8	555,6	7,1
9	3-09	3 930	1,8	555,6	7,1
10	3-10	3 690	1,8	555,6	6,6
11	3-11	2 980	1,8	555,6	5,4
12	3-12	2 700	1,8	555,6	4,9
13	3-13	2 310	1,8	555,6	4,2
	Разом	446 003	—	—	886,0

Спектральні характеристики та оцінювання надлишковості оцифрування.

Для визначення реальної смуги сигналу застосовано оцінку спектральної густини потужності методом Велча з наступним обчисленням граничної частоти, нижче якої зосереджено 99 % повної потужності. Ця частота визначається з умови:

$$\int_0^{F_{99}} S(f) df = 0,99 \int_0^{f_s/2} S(f) df, \quad (3)$$

де $S(f)$ — оцінка спектральної густини потужності сигналу; f_s — частота дискретизації. Величина F_{99} % є практичною межею інформативної смуги, а складові, розташовані вище неї, несуть менш ніж один відсоток потужності і формуються переважно шумом вимірювального каналу.

Надлишковість оцифрування оцінюємо як відношення фактичної частоти дискретизації до мінімально потрібної за теоремою Найквіста–Шеннона:

$$\rho = \frac{f_s}{2F_{99}} \quad (4)$$

Результати обчислення для записів з найширшим діапазоном спектральних властивостей наведено в таблиці 2, а вигляд спектральної густини потужності з позначеною межею F_{99} % — на рис. 3. Установлено, що реальна смуга сфінгограми лежить у межах від 3,5 до 11,6 Гц, а потужність складових вище 20 Гц не перевищує 0,30% від повної. Відповідно надлишковість оцифрування становить від 21,6 до 70,6 разів, тобто фактична частота дискретизації перевищує потрібну щонайменше на порядок.

Отриманий результат має пряме практичне значення. Він означає, що переважна частина відліків, які передаються каналом зв'язку, не несе жодної додаткової діагностичної інформації, а лише відтворює вже відомий за теоремою відліків хід кривої. Це створює кількісно обґрунтований ресурс для стиснення.

Таблиця 2

Оцінка інформативної смуги та надлишковості оцифрування

Запис	F_{99} %, Гц	Потужність вище 20 Гц, %	Надлишковість ρ , разів
3-01	3,54	0,04	70,6
3-02	7,20	0,11	34,7
3-05	8,54	0,19	29,3
3-04	9,64	0,24	25,9
3-03	11,60	0,30	21,6

Розріджене подання на основі дискретного косинусного перетворення.

Сигнал сегментовано на кадри тривалістю 2 с, що містять три-чотири серцеві цикли і водночас відповідають вимогам до надкоротких записів для оцінювання варіабельності серцевого ритму [6]. Кадр тривалістю 2 с є одиницею стиснення, а показники варіабельності серцевого ритму обчислюються за повним записом. Для кожного кадру $x(n)$ довжиною L обчислюється пряме дискретне косинусне перетворення другого типу:

$$c(k) = \alpha(k) \sum_{n=0}^{L-1} x(n) \cos\left(\frac{\pi(2n+1)k}{2L}\right), \quad k = 0, 1, \dots, L-1, \quad (5)$$

де $\alpha(0) = \sqrt{1/L}$, $\alpha(k) = \sqrt{2/L}$ для $k \geq 1$. Вибір саме цього базису зумовлено тим, що для сигналів із вираженою низькочастотною концентрацією енергії він забезпечує близьке до оптимального ущільнення енергії, не потребуючи навчання базису на вибірці.

Розріджене подання формується збереженням перших M коефіцієнтів і відкиданням решти. Коефіцієнт стиснення визначаємо як:

$$CR = L / M \quad (6)$$

Результати аналізу розрідженого подання наведено на рис. 4. Панель а показує, що відновлення кадру за тридцятьма коефіцієнтами практично збігається з вихідним, і положення характерних точок зберігається. Панель б відображає розподіл нормованої енергії за номером коефіцієнта і показує, що перші вісім коефіцієнтів дають близько 93 % енергії кадру, а коефіцієнти з номерами 16–39 — менш ніж 0,5 %. Панель в подає накопичену частку збереженої енергії, приріст якої після 12–16-го коефіцієнта практично зникає.

Наведені залежності обґрунтовують вибір робочої точки. Зменшення кількості збережених коефіцієнтів нижче п'ятнадцяти призводить до помітного викривлення контуру, а збільшення понад тридцять уже практично не додає збереженої енергії, що ілюструє маркер $K=30$ на панелі в. У межах цієї області з невеликим запасом прийнято робочу точку $M=32$, якій за довжини кадру $L=1000$ відліків відповідає $CR \approx 31$. За збереження розрядності 12 біт це знижує швидкість потоку з приблизно 6 кбіт/с на канал, що відповідає

безпосередній передачі відліків, до близько 0,19 кбіт/с, тобто зменшує навантаження на канал зв'язку більш ніж у тридцять разів.

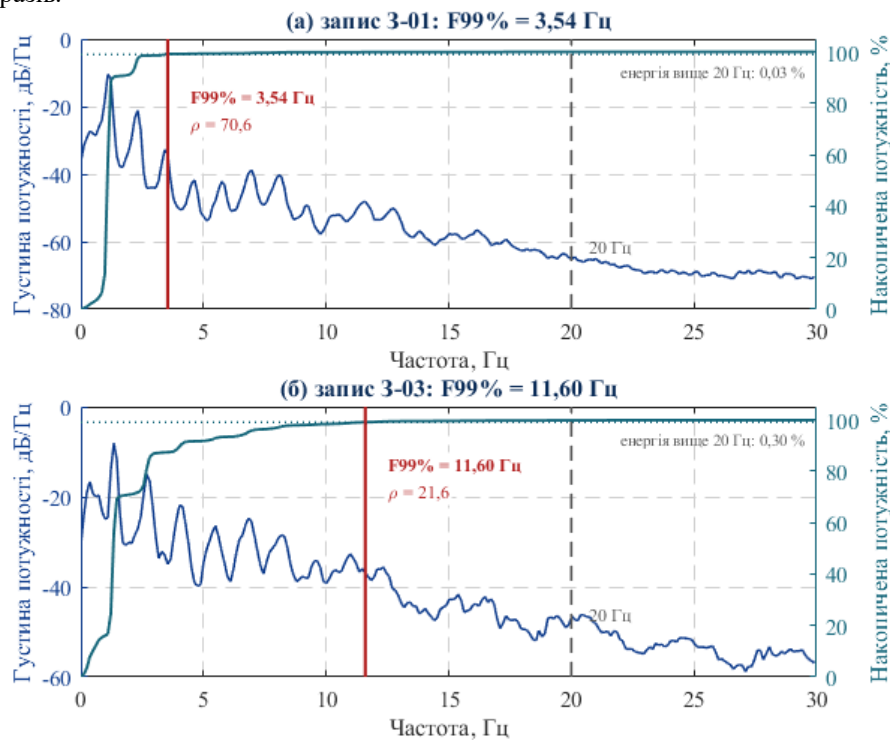


Рис. 3. Спектральна густина потужності сфігмограми та визначення граничної частоти $F_{99\%}$: а — запис із найвужчою смугою; б — запис із найширшою смугою; пунктиром показано межу 20 Гц

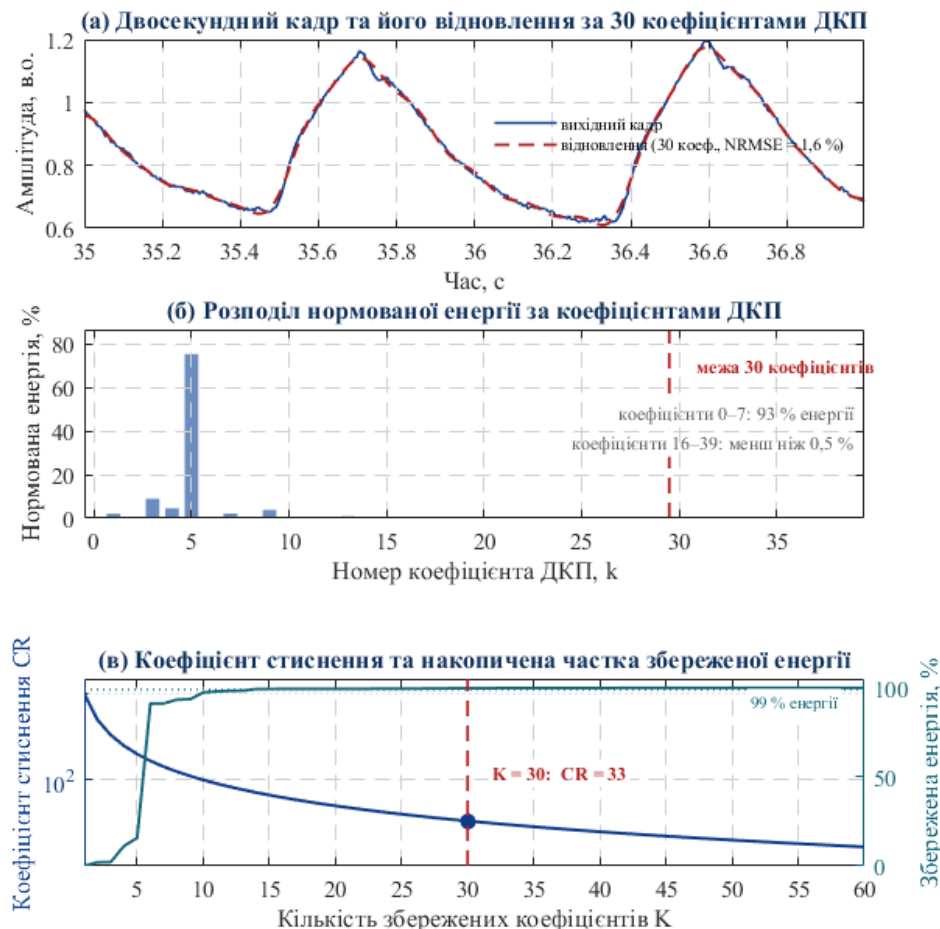


Рис. 4. Розріджене подання сфігмограми: а — вихідний кадр та його відновлення; б — розподіл амплітуд коефіцієнтів ДКП; в — накопичена частка збереженої енергії

Діагностична вага коефіцієнта розрідженого подання.

Викладена процедура стиснення, як і всі поширені її різновиди, відбирає коефіцієнти за енергією. Проте діагностичний висновок визначається положенням характерних точок контуру, а не його загальною енергією. Постає питання, чи збігаються ці два впорядкування, і саме на нього відповідає запропонована міра.

Нехай g_p , $p=1\dots3$, — часові координати систолічного піку, дикротичної інцизури та тривалість міжпульсового інтервалу відповідно. Чутливість положення p -ї характерної точки до збурення k -го коефіцієнта означимо через центральну різницю:

$$S_p(k) = |g_p(c + \delta e_k) - g_p(c - \delta e_k)| / (2\delta), \quad (7)$$

де c — вектор коефіцієнтів кадру; e_k — одиничний вектор, що відповідає k -му коефіцієнту; δ — величина пробного збурення, прийнята пропорційною максимальному за модулем коефіцієнту кадру. Оскільки характерні точки локалізуються з точністю до відліку, а очікувані зсуви менші за крок дискретизації, застосовано субвідлікове уточнення положення параболічною інтерполяцією за трьома сусідніми відліками.

Чутливості трьох точок мають різні розмірності і діапазони, тому перед об'єднанням їх нормували до власного максимуму. Діагностичну вагу коефіцієнта означимо як нормовану зважену суму нормованих чутливостей:

$$\omega(k) = \sum_p \alpha_p \frac{S_p(k)}{\max_j S_p(j)}, \quad \sum_p \alpha_p = 1, \quad (8)$$

де вагові множники α_p задають відносну діагностичну важливість характерних точок. В розрахунках прийнято $\alpha=(0,45; 0,25; 0,30)$ відповідно для систолічного піку, дикротичної інцизури та міжпульсового інтервалу, що відповідає їхньому внеску до підсумкового висновку про стан вегетативної регуляції.

Обчислювальний експеримент виконано на параметричній моделі пульсової хвилі, побудованій із двох гаусових компонентів на серцевий цикл, для якої положення характерних точок відоме априорі за побудовою. Це усуває похибку розмітки, неминучу для реальних записів, і дозволяє оцінити саме чутливість, а не якість алгоритму детекції. Результати наведено на рис. 5.

Отриманий результат є основним у цій статті. Енергетичний і діагностичний профілі виявилися спрямованими протилежно. Чутливість положення всіх трьох характерних точок зростає з номером коефіцієнта, причому чутливість дикротичної інцизури досягає максимуму приблизно на 28-му коефіцієнті. Близько 94% сумарної діагностичної ваги припадає на коефіцієнти з номерами вісім і вище, а центр ваги профілю розташований поблизу двадцять першого коефіцієнта. Натомість на перші вісім коефіцієнтів моделі припадає близько 53 % її енергії, а діагностичної ваги — менш ніж 6 %. Для реального кадру частка енергії тих самих коефіцієнтів становить близько 93 % (рис. 4), тобто протилежність двох упорядкувань зберігається в обох випадках.

Цей результат має просте фізичне пояснення. Похідна базисної функції косинусного перетворення пропорційна її номеру, тому збурення високочастотного коефіцієнта спричиняє більший зсув характерної точки контуру, ніж рівне за амплітудою збурення низькочастотного. Змістовно це означає, що низькочастотні коефіцієнти несуть енергію та загальну форму хвилі, а високочастотні — інформацію про положення тонких морфологічних деталей, до яких належить і дикротична інцизура. Розділення цих двох понять і є головним методичним результатом статті.

Критерій діагностичної цілісності.

Встановлена невідповідність енергетичного та діагностичного впорядкувань означає, що сигнальні метрики похибки не є адекватною мірою якості вимірювально-передавального тракту для цього класу сигналів. Дійсно, однакова за середньоквадратичним значенням похибка відновлення може або зовсім не вплинути на діагностичний висновок, або цілком його зруйнувати — залежно від того, які саме коефіцієнти вона зачепила.

Тому як цільову міру якості пропонується критерій діагностичної цілісності, що оцінює відхилення самих діагностичних ознак:

$$D = \sum_i \beta_i \cdot |g_i - \hat{g}_i| / |g_i|, \quad \sum_i \beta_i = 1, \quad (9)$$

де g_i — значення i -ї діагностичної ознаки, обчислене за вихідним сигналом; $\hat{g}_i$ — те саме значення, обчислене за сигналом, відновленим після проходження вимірювально-передавального тракту; β_i — ваговий множник клінічної значущості ознаки.

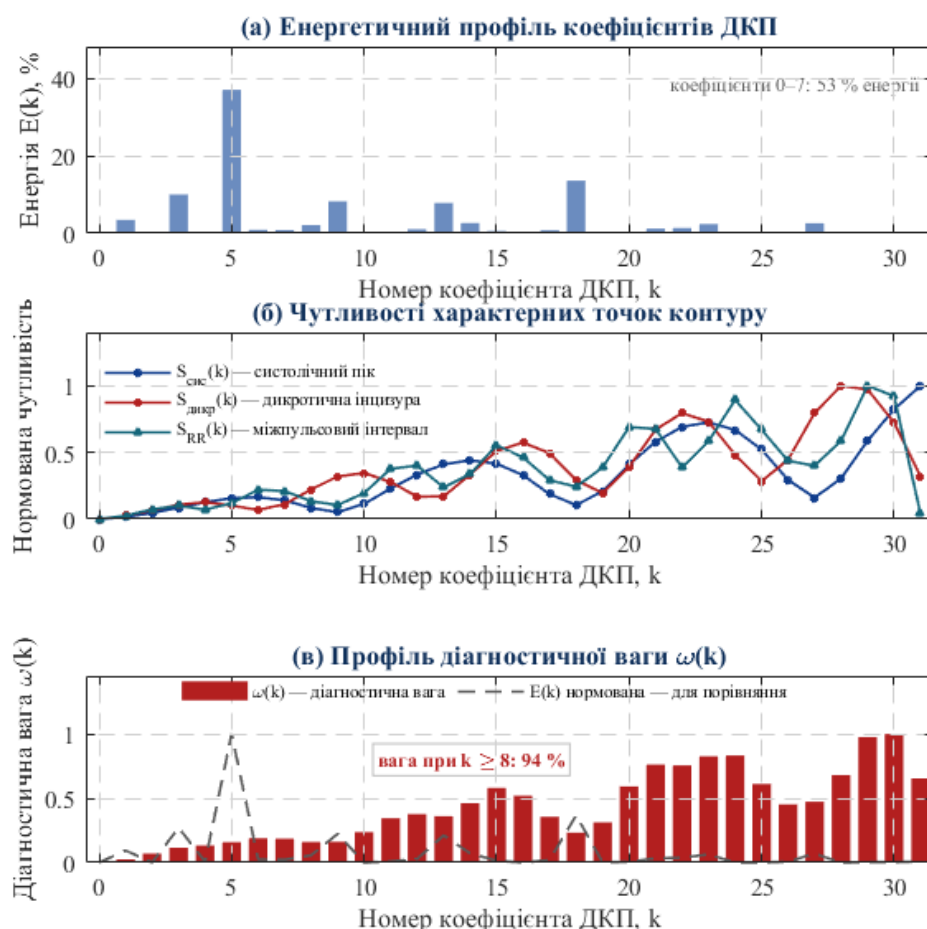


Рис. 5. Порівняння енергетичного та діагностичного профілів коефіцієнтів ДКП: а — енергетичний профіль $E(k)$; б — чутливості характерних точок $S_p(k)$; в — профіль діагностичної ваги $\omega(k)$ на фоні нормованого розподілу енергії

Нормування на власне значення ознаки робить доданки безрозмірними і порівнянними між собою.

Для практичних вимірювань зручнішою є конкретна форма критерію, виражена через показник, що має усталену клінічну інтерпретацію. Такою формою прийнято стандартне відхилення тривалостей міжпульсових інтервалів:

$$\Delta SDNN = |SDNN_0 - SDNN|, [\text{мс}], \quad (10)$$

де $SDNN_0$ обчислено за вихідним записом, а $SDNN$ — за відновленим. На відміну від безрозмірного критерію D , величина $\Delta SDNN$ вимірюється в мілісекундах і безпосередньо зіставна з клінічно допустимим похибкою оцінювання варіабельності серцевого ритму, що дозволяє задавати вимоги до вимірювально-передавального тракту в термінах діагностичної задачі, а не сигнальних показників.

ВИСНОВКИ З ДАНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ І ПЕРСПЕКТИВИ ПОДАЛЬШИХ РОЗВІДОК У ДАНОМУ НАПРЯМІ

В статті представлено розроблений метод кількісного оцінювання діагностичної значущості коефіцієнтів розрідженого подання сфінгограми та обґрунтовано на його основі критерій діагностичної цілісності сигналу.

За результатами спектрального аналізу власної вибірки з тринадцяти записів, отриманих на вимірювальному каналі з кварцовими п'єзореzonансними давачами [10], встановлено, що реальна смуга сфінгограми становить 3,5...11,6 Гц за частоти дискретизації 500 Гц. Це відповідає надлишковості оцифрування у 21,6...70,6 разів і кількісно обґрунтовує застосування розрідженого подання. Прийнята робоча точка з коефіцієнтом стиснення близько 31 знижує навантаження на канал зв'язку з приблизно 6 до 0,19 кбіт/с на канал за збереження положення характерних точок контуру.

Запропоновано міру діагностичної ваги коефіцієнта розрідженого подання, означену через чутливість положення характерних точок контуру пульсової хвилі до збурення цього коефіцієнта. Обчислювальним експериментом на параметричній моделі з апіорі відомим положенням характерних точок доведено, що енергетичний і діагностичний профілі демонструють протилежні тенденції і близько 94% сумарної діагностичної ваги припадає на коефіцієнти з номерами 8 і вище, максимум чутливості дикротичної інцизури

— на коефіцієнти поблизу 28-го, тоді як перші вісім коефіцієнтів, на які припадає близько 53% енергії моделі та близько 93% енергії реального кадру, дають менш ніж 6 % діагностичної ваги.

Сформульовано критерій діагностичної цілісності та його вимірювальну форму через відхилення показника $SDNN$, що дозволяє задавати вимоги до вимірювально-передавального тракту в мілісекундах допустимої похибки діагностичної ознаки замість сигнальних метрик похибки відновлення.

Практичне значення отриманих результатів полягає в тому, що процедури стиснення та завадозахисту в системах телемоніторингу психофізіологічного стану доцільно будувати з урахуванням діагностичної, а не енергетичної значущості складових подання, оскільки ці два впорядкування, як показано, є протилежними. Запропонований критерій може бути використаний при проектуванні алгоритмів стиснення, каналового кодування та оцінюванні якості передавання медичних сигналів у телемедичних системах на базі технологій 5G та IoT [13].

Перспективи подальших досліджень пов'язані з поширенням запропонованої міри на інші базиси розрідженого подання, зокрема вейвлет-розклад, з уточненням вагових множників α_p за клінічними даними, а також із застосуванням критерію діагностичної цілісності як цільової функції під час синтезу сигнально-кодових конструкцій вимірювально-передавального тракту.

Література

- 1 Сновида, Л., & Герман, О. (2025). Психічне здоров'я в умовах війни: основні ментальні та психосоціальні виклики, принципи надання допомоги. *Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України*, (3), 66–70. <https://doi.org/10.11603/1681-2786.2025.3.15642>
- 2 Schneider, M., & Schwerdtfeger, A. (2020). Autonomic dysfunction in posttraumatic stress disorder indexed by heart rate variability: a meta-analysis. *Psychological Medicine*, 50(12), 1937–1948. <https://doi.org/10.1017/S003329172000207X>
- 3 Edmondson, D., & Cohen, B. E. (2013). Posttraumatic stress disorder and cardiovascular disease. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 55(6), 548–556. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2013.03.004>
- 4 Thayer, J. F., Åhs, F., Fredrikson, M., Sollers, J. J., & Wager, T. D. (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(2), 747–756. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.11.009>
- 5 Malik, M. (correspond.) (1996). Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. 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>
- 6 Baek, H. J., Cho, C.-H., Cho, J., & Woo, J.-M. (2015). Reliability of ultra-short-term analysis as a surrogate of standard 5-min analysis of heart rate variability. *Telemedicine and e-Health*, 21(5), 404–414. <https://doi.org/10.1089/tmj.2014.0104>
- 7 Hametner, B., & Wassertheurer, S. (2017). Pulse waveform analysis: Is it ready for prime time? *Current Hypertension Reports*, 19, article number 73. <https://doi.org/10.1007/s11906-017-0769-3>
- 8 Elgendi, M. (2012). On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews*, 8(1), 14–25. <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>
- 9 Pal, R., Rudas, A., Kim, S., Chiang, J. N., Barney, A., & Cannesson, M. (2024). An algorithm to detect diastolic notch in arterial blood pressure and photoplethysmography waveforms using the iterative envelope mean method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 254, 108283. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2024.108283>
- 10 Taranchuk, A., & Pidchenko, S. (2021). Quartz pulse wave sensor with a capacitive control for healthcare solutions. *IEEE Sensors Journal*, 21(6), 8613–8620. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3049065>
- 11 Підченко, С. К. (2014). *Теорія і реалізаційні основи інваріантних багаточастотних неізореzonансних пристроїв та систем: монографія* (2-ге вид., перероб. і допов.). Хмельницький: ХНУ. 399 с. ISBN 978-966-8776-30-4.
- 12 Craven, D., McGinley, B., Kilmartin, L., Glavin, M., & Jones, E. (2015). Compressed sensing for bioelectric signals: A review. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(2), 529–540. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2327194>
- 13 Бойко, Ю., & Суберляк, Д. (2025). Аналіз алгоритмів декодування LDPC та Polar-кодів у стандарті 5G: оцінка складності та ефективності. *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*, (3), 226–236. <https://doi.org/10.31891/2219-9365-2025-83-29>

References

- 1 Snovyda, L. T., & Herman, O. I. (2025). Mental health in conditions of war: key mental and psychosocial challenges and principles of assistance. *Bulletin of Social Hygiene and Health Care Organization of Ukraine*, (3), 66–70. <https://doi.org/10.11603/1681-2786.2025.3.15642>
- 2 Schneider, M., & Schwerdtfeger, A. (2020). Autonomic dysfunction in posttraumatic stress disorder indexed by heart rate variability: a meta-analysis. *Psychological Medicine*, 50(12), 1937–1948. <https://doi.org/10.1017/S003329172000207X>
- 3 Edmondson, D., & Cohen, B. E. (2013). Posttraumatic stress disorder and cardiovascular disease. *Progress in Cardiovascular Diseases*, 55(6), 548–556. <https://doi.org/10.1016/j.pcad.2013.03.004>

- 4 Thayer, J. F., Åhs, F., Fredrikson, M., Sollers, J. J., & Wager, T. D. (2012). A meta-analysis of heart rate variability and neuroimaging studies: Implications for heart rate variability as a marker of stress and health. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(2), 747–756. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.11.009>
- 5 Malik, M. (correspond.) (1996). Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. 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>
- 6 Baek, H. J., Cho, C.-H., Cho, J., & Woo, J.-M. (2015). Reliability of ultra-short-term analysis as a surrogate of standard 5-min analysis of heart rate variability. *Telemedicine and e-Health*, 21(5), 404–414. <https://doi.org/10.1089/tmj.2014.0104>
- 7 Hametner, B., & Wassertheurer, S. (2017). Pulse waveform analysis: Is it ready for prime time? *Current Hypertension Reports*, 19, article number 73. <https://doi.org/10.1007/s11906-017-0769-3>
- 8 Elgendi, M. (2012). On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews*, 8(1), 14–25. <https://doi.org/10.2174/157340312801215782>
- 9 Pal, R., Rudas, A., Kim, S., Chiang, J. N., Barney, A., & Cannesson, M. (2024). An algorithm to detect diastolic notch in arterial blood pressure and photoplethysmography waveforms using the iterative envelope mean method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 254, 108283. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2024.108283>
- 10 Taranchuk, A., & Pidchenko, S. (2021). Quartz pulse wave sensor with a capacitive control for healthcare solutions. *IEEE Sensors Journal*, 21(6), 8613–8620. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.3049065>
- 11 Pidchenko, S. K. (2014). *Teoriia i realizatsiini osnovy invariantnykh bahatochastotnykh piezorezonansnykh prystroiv ta system* [Theory and implementation foundations of invariant multi-frequency piezoresonance devices and systems] (2nd ed., rev. & enl.). Khmelnytskyi National University. ISBN 978-966-8776-30-4.
- 12 Craven, D., McGinley, B., Kilmartin, L., Glavin, M., & Jones, E. (2015). Compressed sensing for bioelectric signals: A review. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 19(2), 529–540. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2327194>
- 13 Boiko J., & Suberliak D. (2025). Analysis of LDPC and Polar code decoding algorithms in the 5G standard: evaluation of complexity and efficiency. *Measuring and computing devices in technological processes*, (3), 226–236. <https://doi.org/10.31891/2219-9365-2025-83-29>