

ПРЕЦИЗИЙНА МОРФОФУНКЦІОНАЛЬНА КЛАСИФІКАЦІЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ НА ОСНОВІ ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ

Ташук В.К.¹, Мельничук С.В.², Первозванський С.В.³, Ташук М.В.¹, Амеліна Т.М.¹

¹ - Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці, Україна

² - Чернівецький національний університет ім. Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна

³ - газета «Молодий буковинець»

Ключові слова:

електрокардіографія, вейвлет-аналіз Morlet і Daubechies, ішемія, патерн ранньої реполяризації.

Буковинський медичний вісник.
2025. Т. 29, № 4 (116). С. 3-9.

DOI: 10.24061/2413-
0737.29.4.116.2025.1

E-mail: vtashchuk@ukr.net
s.melnichuk@chnu.edu.ua
pervozvansky@yahoo.com
axaosoovitsh@gmail.com
amelinatania@gmail.com

Резюме. Мета роботи – оцінити ефективність використання вейвлет-перетворення для аналізу біомедичних сигналів, зокрема електрокардіограми (ЕКГ), у диференціації нормальних станів, змін фази реполяризації при ішемії міокарда та патерну ранньої реполяризації.

Матеріал і методи. Проаналізовано електрокардіографічні сигнали пацієнтів із різними порушеннями фази реполяризації: норма, транзиторна ішемія міокарда (депресія сегмента ST), гострий коронарний синдром (ГКС) з елевацією сегмента ST, доброякісний патерн ранньої реполяризації. Проведено порівняння результатів неперервного вейвлет-аналізу з використанням вейвлетів Morlet і Daubechies (db4). Знайдені коефіцієнти розкладу сегмента ST сигналу за вказаними вейвлетами, для кількісної оцінки вибрані наступні показники: S1 (середнє значення коефіцієнтів розкладу), S2 (сума модулів коефіцієнтів), S3 (сума дійсних частин) у високому і низькочастотному діапазонах.

Результати. Використання вейвлета Morlet демонструє кращу частотну роздільну здатність для низькочастотних коливань, а вейвлета Daubechies – ефективну локалізацію у високочастотній зоні. Синдром ранньої реполяризації показав максимальні значення спектральних показників при обох вейвлетах і масштабах, зокрема S2=278,14 (Daubechies, a=50) та S3=91,81 (Morlet, a=50), що свідчить про високу спектральну активність. Ішемічні стани мають менш виражені компоненти, особливо при ішемії з депресією сегмента ST (S3=-10,33).

Висновки. Вейвлет-перетворення дозволяє одночасно аналізувати часові та частотні характеристики ЕКГ-сигналів, на відміну від перетворення Фур'є, яке не враховує локальних часових змін. Кількісні індекси (S1–S3) є інформативними критеріями для диференціації патологічних станів серця. Використання комбінації вейвлетів Morlet та Daubechies (db4) підвищує діагностичну точність і може бути основою для створення автоматизованих систем медичної діагностики.

PRECISE MORPHOFUNCTIONAL CLASSIFICATION OF ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNALS BASED ON WAVELET TRANSFORM

Tashchuk V.K., Melnychuk S.V., Pervozianskyi S.V., Tashchuk M.V., Amelina T.M.

Key words: Electrocardiography, Morlet and Daubechies wavelet analysis, ischemia, early repolarization pattern.

Bukovinian Medical Herald. 2025.
V. 29, № 4 (116). P. 3-9.

Resume. Objective of the study – evaluate the effectiveness of using wavelet for analyzing biomedical signals, particularly electrocardiograms, in differentiating normal states, repolarization phase changes in myocardial ischemia, and the early repolarization pattern.

Materials and Methods. Electrocardiographic signals of patients with various repolarization phase abnormalities were analyzed, including: normal condition, transient myocardial ischemia (ST segment depression), acute coronary syndrome (ACS) with ST segment elevation, and benign early repolarization pattern. A comparison was conducted using continuous wavelet analysis with Morlet and Daubechies (db4) wavelets. ST segment decomposition coefficients were obtained using the

Оригінальні дослідження

specified wavelets. For quantitative assessment, the following indicators were selected: S1 (mean value of decomposition coefficients), S2 (sum of coefficient magnitudes), and S3 (sum of real parts) in both high- and low-frequency ranges.

Results. *The use of the Morlet wavelet demonstrates better frequency resolution for low-frequency oscillations, while the Daubechies wavelet provides effective localization in the high-frequency domain. The early repolarization syndrome showed the highest spectral index values with both wavelets and scales, particularly $S2 = 278.14$ (Daubechies, $a = 50$) and $S3 = 91.81$ (Morlet, $a = 50$), indicating high spectral activity. Ischemic conditions exhibited less pronounced components, especially ischemia associated with ST segment depression ($S3 = -10.33$).*

Conclusions. *Wavelet transform enables simultaneous analysis of time and frequency characteristics of ECG signals, unlike Fourier transform which lacks temporal localization. Morphological and spectral indicators ($S1-S3$) serve as informative criteria for differentiating cardiac pathologies. A combined application of Morlet and Daubechies wavelets enhances diagnostic accuracy, laying the foundation for intelligent automated medical systems.*

Вступ. У кардіологічній практиці діагностика за реєстрації ЕКГ здійснюється шляхом аналізу амплітуд піків і тривалості часових інтервалів сигналу. Найбільш цікавими є ті параметри, які достовірно та однозначно змінюються при переході від норми до патології. Проте такий амплітудно-часовий аналіз не дозволяє отримати достатньо інформації для аналізу багатьох складних і неоднозначних патологічних ситуацій. Додаткову інформацію можна отримати із частотного спектра сигналу ЕКГ [1]. Звичайне перетворення Фур'є, яке застосовується при аналізі частотних спектрів сигналів, справедливе для стаціонарних сигналів. Однак ЕКГ-сигнал, як і більшість біомедичних сигналів, є нестаціонарним, що створює труднощі для класичного частотного аналізу [2]. У деяких випадках його можна розглядати як квазістаціонарний, що дозволяє частково застосовувати Фур'є-аналіз, який може мати обмежену сферу застосування при аналізі ЕКГ і неналежно описувати нюанси частотного спектра [3]. Причина полягає в тому, що тригонометричні функції, які використовуються у Фур'є-перетворенні, визначені на необмеженому інтервалі часу і є плавними та періодичними. Це робить їх неефективними для представлення короткочасних або локальних в часі змін, характерних для ЕКГ. Для аналізу нестаціонарних сигналів розроблено альтернативні методи, зокрема, вейвлет-аналіз. На відміну від Фур'є-перетворення, яке базується на тригонометричних функціях, вейвлет-перетворення використовує набір локалізованих базисних функцій. Це дозволяє аналізувати сигнал одночасно у часовій і частотній зоні, що робить метод особливо ефективним для виявлення патологічних ЕКГ-змін.

Мета роботи – оцінити ефективність використання вейвлет-перетворення з використанням вейвлетів Morlet та Daubechies для аналізу біомедичних сигналів, зокрема ЕКГ, у диференціації нормальних станів, змін

фази реполяризації при ішемії міокарда та патерну ранньої реполяризації.

Матеріал і методи. Виконано вейвлет-аналіз ЕКГ пацієнтів з попереднім проведенням Фур'є-аналізу ЕКГ за їх диджиталізації з оцінкою змін фази реполяризації в зіставленні норми, транзиторної ішемії міокарда з розвитком депресії сегмента ST, гострого коронарного синдрому з проявами елевачії сегмента ST проти доброякісного патерну ранньої реполяризації [3].

Набір базисних функцій формується із деякої вихідної функції $\psi(t)$ шляхом масштабних змін і переносів. Вихідна функція називається «материнською» функцією, а створений у такий спосіб набір функцій – вейвлетами:

$$\psi_{ab}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (1)$$

Тут a і b задають відповідно масштабування вихідної функції $\psi(t)$ та часове зміщення, причому a обернено пропорційний частоті, а b має розмірність часу.

Вейвлет-аналіз, як і Фур'є-аналіз, полягає в розкладі сигналу в ряд по відповідному базисному набору функцій.

$$S(t) = \sum_n c_n \psi_n(t) \quad (2)$$

Неперервне вейвлет-перетворення виконується для неперервних сигналів по набору неперервних функцій (1).

Коефіцієнти розкладу c_n задають вклад відповідних складових $\psi_n(t)$ у сигнал. Значення цих коефіцієнтів розкладу визначаються як скалярні добутки сигналу на кожну масштабовану та зміщену функцію набору (1) і мають вигляд

$$W_s(a, b) = (S(t), \psi_{ab}^*(t)) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} S(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (3)$$

де вейвлети $\psi_{ab}^*(t) = \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right)$ масштабовані та зсунуті копії породжуючого вейвлета $\psi(t)$, сукупність

яких формує базис.

Коефіцієнти вейвлет-перетворення $W_s(a, b)$ містять інформацію про сигнал, який аналізується, і про вейвлет, що використовується. Тому результати вейвлет-аналізу в значній мірі залежать від вибору материнського вейвлета.

Індекс сумування n у даному випадку замінюється двома неперервними змінними a і b . Обернене вейвлет-перетворення

$$S(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} W_s(a, b) \psi_{ab}(t) \frac{da db}{a^2}, \quad (4)$$

де нормуючий коефіцієнт

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} |\hat{\psi}(w)|^2 |w|^{-1} dw < \infty, \quad (5)$$

відновлює сигнал $S(t)$ через коефіцієнти вейвлет-перетворення $W_s(a, b)$.

Одна з особливостей теорії вейвлетів полягає в тому, що частота і час розглядаються як незалежні змінні. Це означає, що в процесі вейвлет-аналізу здійснюється «локальний» спектральний аналіз. Розмістивши вейвлет у вибраній точці сигналу і провівши його перемасштабування, можна отримати інформацію про частотні складові досліджуваного процесу в околі фіксованого моменту часу. З цією метою здійснюється просте перемноження вейвлета і сигналу. Якщо вони корелюють, то при перемноженні отримаємо порівняно велике значення, якщо не корелюють – мале. Далі процедура повторюється для інших масштабів та інших моментів часу. У результаті буде отримана двовимірна розгортка одновимірного сигналу $S(t)$. Іншими словами, результатом вейвлет-перетворення отримується двовимірний масив значень коефіцієнтів $W_s(a, b)$, які залежать від двох параметрів: масштабного коефіцієнта a і параметра зсуву b . Значення масштабного коефіцієнта обернено пропорційні частоті. Параметр зсуву – відображає перенесення аналізуючих вейвлетів по осі часу. Розподіл величин вейвлет-коефіцієнтів описує відносний вклад компонентів різного масштабу з часом, що і дозволило сформувати вейвлет-спектр ЕКГ-сигналу в даній роботі.

Результати дослідження та їх обговорення

Для здійснення неперервного вейвлет-перетворення в умовах використання пакета Wavelet Toolbox у середовищі MATLAB проведено аналіз нормованих фрагментів сигналів із використанням вейвлетів Daubechies (db4) та Morlet. Відповідні фрагменти сигналів, спектрограми і тривимірні графіки вейвлет – коефіцієнтів наведені на рисунку 1. При оцифруванні експериментальних фрагментів часові інтервали розділялись на 90.

Як видно з рисунка 1, спектрограми і графіки коефіцієнтів вейвлет-перетворення ЕКГ є більш виразними при використанні вейвлетів Morlet, ніж у випадку вейвлетів Daubechies (db4), особливо в низькочастотній зоні.

Тривалість t фрагментів сигналів ST знаходиться в інтервалі від 220 до 370 мкс, відповідно період дискретизації $\Delta t = t/90$ буде складати від $2,44 \cdot 10^{-3}$ с до $3,22 \cdot 10^{-3}$ с. На вертикальних осях

відкладено параметр a , що змінюється в діапазоні від 1 до 100. Візуально видно, що спектрограми сигналів здорового пацієнта і трьох пацієнтів із патологіями явно відрізняються для малих значень параметра a , що відповідає високим частотам. Центральна частота вейвлета db4 становить $F_r = 0,7143$ Гц [4]. Відповідно при $a=1$, що відповідає високій частоті, центральна частота вейвлета db4, яка використовується для першого рівня розкладу, дорівнює $F_r = 0,7143 \cdot 1/\Delta t$ і буде змінюватись в інтервалі від 292 до 222 Гц. Значення $a=100$ відповідає низьким частотам, які змінюються відповідно від 2,92 до 2,22 Гц.

Для вейвлета Morlet центральна частота $F_r = 0,8125$ Гц. За тих самих значень періодів дискретизації високі частоти лежать в інтервалі 330–252 Гц, а низькі – у межах 3,3–2,52 Гц. Часові залежності коефіцієнтів неперервного вейвлет-перетворення для цих випадків наведені на рисунку 2. Вони містять інформацію про енергію окремих компонентів ЕКГ-сигналу і про час їх появи.

Щоб кількісно оцінити дані неперервного вейвлет-перетворення знайдемо: середні значення наведених коефіцієнтів відповідно при використанні вейвлетів Morlet для 4 випадків при $a=1$, які дорівнюють: $S1 = -2,7683E(-004)$, $S1 = 4,5630E(-004)$, $S1 = -2,0129E(-004)$, $S1 = -4,5047E(-004)$; сума модулів коефіцієнтів складає: $S2 = 0,1358$, $S2 = 0,0746$, $S2 = 0,0811$, $S2 = 0,2711$; сума дійсних частин коефіцієнтів відповідає: $S3 = -0,0252$, $S3 = 0,0415$, $S3 = -0,0203$, $S3 = -0,0432$. При використанні вейвлетів Morlet для 4 випадків при $a=50$ показники склали: $S1 = 0,5895$, $S1 = -0,1135$, $S1 = 0,4967$, $S1 = 0,9564$; сума модулів коефіцієнтів дорівнює: $S2 = 81,3104$, $S2 = 65,8623$, $S2 = 108,9878$, $S2 = 195,7540$; сума дійсних частин коефіцієнтів відповідає: $S3 = 53,6440$, $S3 = 10,3298$, $S3 = 50,1624$, $S3 = 91,8119$, як наведено в таблиці 1.

Аналіз таблиці 1, проведений на основі вейвлет-коефіцієнтів $S1$ (середнє значення), свідчить, що для випадку здорового пацієнта при масштабі $a=50$ спостерігається найвище позитивне середнє значення ($S1 = 0,5895$). У випадках різних варіантів ЕКГ-проявів ішемії та патерну ранньої реполяризації простежується наступний розподіл амплітудно-полярних характеристик:

- ішемія у формі елевації сегмента ST демонструє значення $S1 = 0,4967$, яке є також високим, проте нижчим за здоровий стан;
- ішемія у вигляді депресії сегмента ST має негативне середнє значення ($S1 = -0,1135$), що свідчить про знижену активність;
- патерн ранньої реполяризації виявляє максимальну амплітуду серед усіх випадків ($S1 = 0,9564$), що може вказувати на підвищену спектральну активність сигналу.

Таким чином, характер середніх коефіцієнтів Morlet-вейвлетів на низькочастотному масштабі може бути діагностично значущим: «здорові» сигнали мають стабільну позитивну середню активність, тоді як «ішемічні» – демонструють більш варіативну або негативну поведінку в спектральній зоні.

Оригінальні дослідження

Аналіз коефіцієнтів S2 (сума модулів коефіцієнтів), що відображають сумарну амплітудну активність вейвлет-перетворення Morlet, згідно з даними таблиці 1, свідчить про суттєві спектральні відмінності між здоровим серцевим сигналом та патологічними станами. На височастотному масштабі ($a=1$) значення S2 для здорового випадку становить 0,1358, що значно перевищує показники при ішемії за депресії сегмента ST (0,0746) та ішемії за елевації сегмента ST (0,0811), тоді як патерн ранньої реполяризації

демонструє найвищу амплітуду (0,2711), відображаючи підвищену активність.

На низькочастотному масштабі ($a=50$) контрасти посилюються: показник S2 для випадку здорового дорівнює 81,3104, для ішемії за депресії сегмента ST – 65,8623, що знову свідчить про знижену активність, а для ішемії за елевації сегмента ST – 108,9878, тобто активність зростає. Найвище значення зафіксовано при патерні ранньої реполяризації (195,754), що підтверджує її виражену спектральну насиченість.

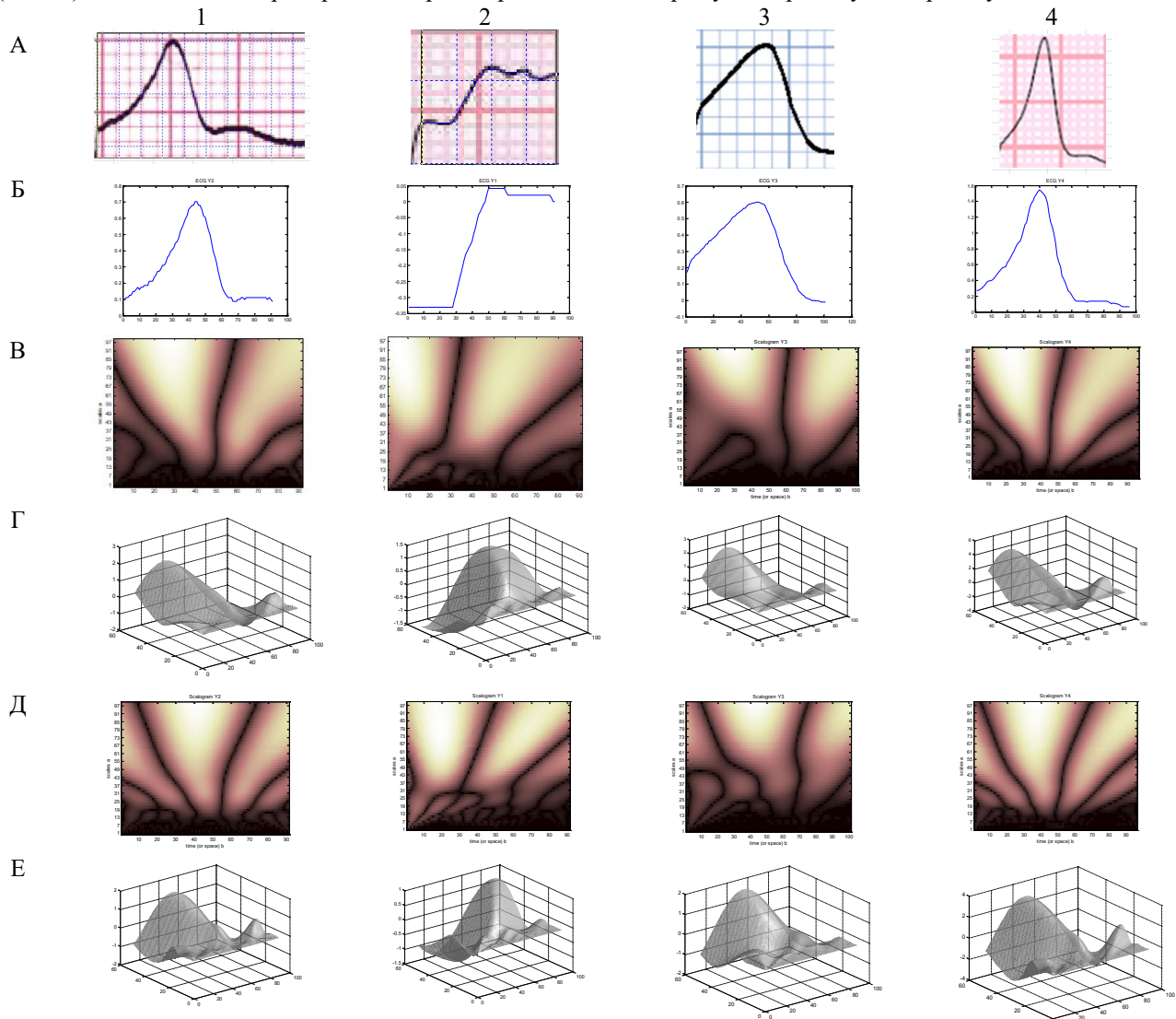


Рис. 1. Фрагменти сигналів, спектрограми і тривимірні графіки вейвлет-коефіцієнтів у ділянці фази реполяризації ЕКГ (сегмент ST і зубець T): 1) здорового пацієнта; 2) пацієнта з ішемією у вигляді депресії сегмента ST; 3) пацієнта з ішемією у вигляді елевації сегмента ST; 4) пацієнта із патерном ранньої реполяризації на вихідному етапі (A), за оцифрування (Б) і вейвлет-аналізу із використанням вейвлетів Daubechies (db4) (B,Г) та Morlet (Д,Е).

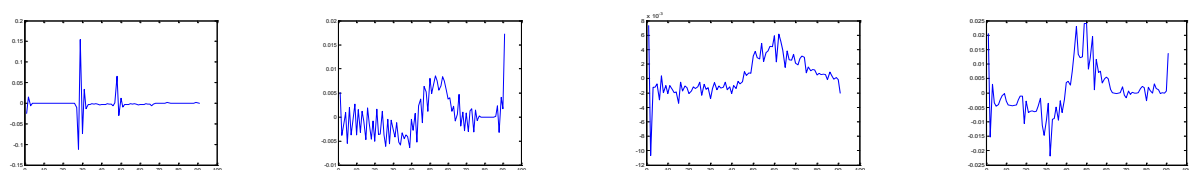


Рис. 2. Часові залежності коефіцієнтів $W_s(a, b)$ при $a=1$ для 4 випадків, що аналізуються

Таблиця 1

Порівняння коефіцієнтів при Morlet-вейвлеті

Показник	Випадок 1 ($a=1$)	Випадок 1 ($a=50$)	Випадок 2 ($a=1$)	Випадок 2 ($a=50$)	Випадок 3 ($a=1$)	Випадок 3 ($a=50$)	Випадок 4 ($a=1$)	Випадок 4 ($a=50$)
S1 (середнє значення)	-2,77E-04	0,5895	4,56E-04	-0,1135	-2,01E-04	0,4967	-4,50E-04	0,9564
S2 (сума модулів)	0,1358	81,3104	0,0746	65,8623	0,0811	108,9878	0,2711	195,754
S3 (сума дійсних частин)	-0,0252	53,644	0,0415	-10,3298	-0,0203	50,1624	-0,0432	91,8119

Випадок 1 – здоровий пацієнт, випадок 2 – пацієнт з ішемією у вигляді депресії сегмента ST; випадок 3 – пацієнт з ішемією у вигляді елевації сегмента ST; випадок 4 – пацієнт із патерном ранньої реполяризації при $a=1$, що відповідає високій частоті, та при $a=50$, що відповідає низьким частотам.

Таким чином, показник S2 демонструє високу чутливість до типу кардіологічного порушення та масштабу аналізу, і може бути інформативним критерієм при класифікації ЕКГ-сигналів, особливо при виявленні патерну ранньої реполяризації та розподілу за різних проявів ішемії.

Показник S3, що відображає суму дійсних частин Morlet-вейвлет-коефіцієнтів, демонструє чутливість до електрофізіологічних змін, пов'язаних з ішемічними станами та патерном ранньої реполяризації. На високочастотному масштабі ($a=1$) значення S3 для випадку здорового становить $-0,0252$, що є близьким до нуля, тоді як у випадках ішемії за депресії сегмента ST ($-0,0203$) та елевації сегмента ST ($0,0415$) спостерігається незначне відхилення. Найбільше зміщення фіксується при патерні ранньої реполяризації ($-0,0432$), що вказує на зміну балансу фази сигналу.

На низькочастотному масштабі ($a=50$) контраст зростає – у випадку здорового значення $S3=53,6440$, що вказує на високу реальну компоненту сигналу, натомість для ішемії за депресії сегмента ST значення змінюється на $-10,3298$, тобто має місце зміна знака та значне зменшення активності. При елевації сегмента ST фіксується показник $S3=50,1624$, близький до здорового, а при патерні ранньої реполяризації – $S3=91,8119$, тобто реєструється найвищий показник

серед усіх. Ці результати свідчать про те, що показник S3 здатний не лише розрізняти патології від здорових станів, а й класифікувати тип порушення. Зокрема, зміна знака (+/-) і розбіжність величин дозволяє чітко диференціювати ішемію за депресії сегмента ST (негативна фаза), ішемію за елевації сегмента ST (позитивна) і патерн ранньої реполяризації (максимальна позитивна).

Згідно з аналогічним аналізом вейвлетів Daubechies (db4) для всіх 4 випадків при $a=1$, що відповідає високим частотам, середні значення приведених коефіцієнтів склали: $S1=2,7422E(-004)$, $S1=-7,5639E(-004)$, $S1=3,5302E(-004)$, $S1=6,3287E(-004)$; сума модулів коефіцієнтів відповідно дорівнювала: $S2=0,0246$, $S2=0,1167$, $S2=0,1864$, $S2=0,5065$; сума дійсних частин коефіцієнтів відповідно: $S3=0,0250$, $S3=0,0688$, $S3=0,0357$, $S3=0,0608$. При масштабі $a=50$, що відповідає низькочастотному аналізу, показники Daubechies-вейвлету були такими: $S1=0,5639$, $S1=0,1098$, $S1=0,4116$, $S1=0,7179$; сума модулів коефіцієнтів: $S2=119,0900$, $S2=73,9979$, $S2=159,0114$, $S2=278,1486$; сума дійсних частин коефіцієнтів відповідно: $S3=51,3141$, $S3=9,9952$, $S3=41,5696$, $S3=68,9231$, як наведено в таблиці 2.

Вейвлет Daubechies (db4) демонструє високу локалізацію особливостей сигналу, забезпечуючи точне виявлення короткотермінових змін (при $a=1$)

Таблиця 2

Порівняння коефіцієнтів при Daubechies (db4)-вейвлеті

Показник	Випадок 1 ($a=1$)	Випадок 1 ($a=50$)	Випадок 2 ($a=1$)	Випадок 2 ($a=50$)	Випадок 3 ($a=1$)	Випадок 3 ($a=50$)	Випадок 4 ($a=1$)	Випадок 4 ($a=50$)
S1 (середнє значення)	2,74E-04	0,5639	-7,56E-04	0,1098	3,53E-04	0,4116	6,33E-04	0,7179
S2 (сума модулів)	0,0246	119,0900	0,1167	73,9979	0,1864	159,0114	0,5065	278,1486
S3 (сума дійсних частин)	0,0250	51,3141	0,0688	9,9952	0,0357	41,5696	0,0608	68,9231

де: випадок 1 – здоровий пацієнт, випадок 2 – пацієнт з ішемією у вигляді депресії сегмента ST; випадок 3 – пацієнт з ішемією у вигляді елевації сегмента ST; випадок 4 – пацієнт із патерном ранньої реполяризації при $a=1$, що відповідає високій частоті і при $a=50$, що відповідає низьким частотам.

Оригінальні дослідження

і виражених низькочастотних компонентів (при $a=50$), зі зростанням масштабу (від $a=1$ до $a=50$) інтенсивність усіх показників різко збільшується, що свідчить про виявлення довготривалих морфологічних змін у сигналі. Аналіз динаміки середніх значень ($S1$) при $a=1$ свідчить, що показник $S1$ перебуває у межах $\sim 10^{-4}$ та має як позитивні, так і негативні відхилення – це вказує на помірні коливання без домінування фази сигналу, при $a=50$ значення $S1$ зростають у десятки разів, до максимуму 0,7179 (при патерні ранньої реполяризації), що свідчить про наявність диференційних змін. Згідно з аналізом енергії сигналу – показника суми модулів ($S2$) при високочастотному аналізі ($a=1$) найбільший рівень $S2$ досягається при патерні ранньої реполяризації (0,5065), що узгоджується з активними швидкими компонентами, у той час як при низькочастотному аналізі ($a=50$) найвища енергія сигналу також реєструється в цьому випадку (278,1486), підтверджуючи виражені морфологічні прояви реполяризації. Оцінка суми дійсних частин ($S3$) при $a=1$ свідчить, що значення $S3$ є низькими, у межах 0,02–0,07, усі позитивні – це свідчить про швидкі, неінтенсивні коливання, а при $a=50$ спостерігаємо чітке зростання показника $S3$ до максимуму 68,9231 (випадок патерну ранньої реполяризації), тобто сигнал містить виражені повільні компоненти із зсувом базового рівня.

Таким чином, Daubechies (db4)-вейвлет забезпечує якісну диференціацію клінічних випадків за характером коливань, що особливо виражено у випадку патерну ранньої реполяризації, який демонструє найвищі показники при обох масштабах і вказує на стійкий та інтенсивний характер змін. У той же час ішемічні зміни (випадки 2 і 3) мають помірні або низькі значення при $a=50$, особливо у випадку 2, де $S3=9,99$, що свідчить про менш виразну структурність патології в низькочастотному діапазоні.

Вейвлети Morlet забезпечують кращу локалізацію частот порівняно з вейвлетами Daubechies (db4) через їхню аналітичну природу та гармонічну форму, оскільки вейвлет Morlet має гаусову огинаючу, що дозволяє краще локалізувати частоти у часовій зоні і є корисним для аналізу сигналів, де важлива точність визначення моменту появи частотних компонентів, завдяки гармонічній структурі. Morlet має кращу частотну роздільну здатність, що дозволяє точніше визначати частотні складові сигналу, вейвлети Daubechies (db4) мають компактну підтримку, що робить їх ефективними для дискретного аналізу, але вони можуть спричиняти спотворення при аналізі швидких змін сигналу, отже Morlet добре підходить для нестационарних сигналів, таких як ЕКГ, оскільки дозволяє одночасно аналізувати часові та частотні характеристики без втрати інформації.

Вейвлет-аналіз дедалі більше застосовується в кардіології, оскільки дозволяє ефективно досліджувати часо-частотні характеристики серцевих сигналів з метою основного застосування як фільтрації шумів з видаленням артефактів та перешкод, що можуть спотворювати ЕКГ; виявлення аномалій та

патологічних змін (аритмії або ішемічні порушення); сегментації сигналу для точного визначення ключових точок ЕКГ, таких як комплекс QRS, зубці Р та Т; «машинного навчання» з основою для автоматичних систем аналізу ЕКГ [1, 5, 6, 7].

Проведене порівняння Morlet та Daubechies (db4) вейвлетів при $a=1$ та $a=50$ демонструє, що Morlet та Daubechies (db4) мають різні спектральні переваги у діагностиці ЕКГ сигналів: при масштабі $a = 1$ Daubechies (db4) точніше локалізує швидкі, короткотермінові зміни сигналу, тоді як Morlet демонструє помірну чутливість до високочастотних компонентів, натомість, при масштабі $a = 50$ обидва вейвлети ефективно ідентифікують низькочастотні патологічні прояви, з максимальною енергією сигналу та зростанням дійсних компонент при патерні ранньої реполяризації. У той же час Morlet краще передає тривалі синусоподібні коливання, тоді як Daubechies (db4) фіксує структурні морфологічні зміни з чіткою диференціацією випадків. Ішемічні варіанти (депресія та елевация сегмента ST) мають меншу амплітуду та $S3$, що свідчить про помірну виразність патології в низькочастотному діапазоні. Отже, обидва підходи доповнюють одне одного: Morlet – у спектральному виявленні, Daubechies (db4) – у часовій локалізації, що дозволяє формувати повну картину прецизійних морфологічних змін ЕКГ залежно від типу порушення фази реполяризації.

Використання вейвлет-аналізу ЕКГ на відміну від перетворення Фур'є [3], демонструє відмінності у часо-частотному аналізі, оскільки Фур'є-перетворення добре підходить для аналізу стаціонарних сигналів, але не враховує локальних змін у часі, у той час як вейвлет-аналіз дозволяє досліджувати нестационарні процеси, що важливо для аналізу динамічних змін у серцевому ритмі. За діагностики ішемії Фур'є-перетворення може виявити загальні зміни у спектрі ЕКГ, але не дає точного розподілу змін у часі, у той час як вейвлет-аналіз дозволяє локалізувати ішемічні порушення, аналізуючи зміни в сегменті ST та зубці Т на різних масштабах. У діагностиці гіпертрофії лівого шлуночка Фур'є-перетворення може показати зміни в частотному спектрі, пов'язані зі збільшенням амплітуди QRS-комплексу, а вейвлет-аналіз дозволяє детально оцінити морфологічні зміни у структурі сигналу, що важливо для виявлення гіпертрофії. Отже, зазначене дозволяє зробити висновок – Фур'є-перетворення ефективне для глобального аналізу частотних характеристик, тоді як вейвлет-аналіз краще підходить для локального аналізу та виявлення динамічних змін у серцевих сигналах.

Таким чином, результати дослідження підтверджують, що вейвлет-аналіз може бути використаний для кількісної оцінки та порівняльного аналізу ЕКГ-сигналів, відкриває перспективи для автоматизованої діагностики серцевих захворювань і розробки інтелектуальних алгоритмів медичних рішень.

Висновки. 1. Вейвлет-перетворення є потужним інструментом для аналізу електрокардіографічних

Оригінальні дослідження

сигналів, оскільки, на відміну від класичного перетворення Фур'є, забезпечує одночасне представлення сигналу як у часовій, так і в частотній зоні. Це робить його особливо ефективним для дослідження нестационарних процесів, характерних для ЕКГ.

2. Аналіз показників S1, S2 та S3, отриманих із Morlet-вейвлет-перетворення, виявив спектральні особливості, що дозволяють розрізнити здоровий стан, ішемію (депресію та елевачію сегмента ST) та патерн ранньої реполяризації для показників S1 (середнє значення), який є найвищим при патерні ранньої реполяризації (0,9564) та у здорового (0,5895), натомість ішемія за депресії сегмента ST має негативне значення (-0,1135), що свідчить про ослаблену активність; показник S2 (сума модулів) значно зростає при патерні ранньої реполяризації (195,7540), що відображає спектральну насиченість і є нижчою при ішемії за депресії сегмента ST (65,8623) та у здоровому стані (81,3104); показник S3 (сума дійсних частин) позитивний у здорового пацієнта (53,6440), максимальний при патерні ранньої реполяризації (91,8119), негативний при ішемії за депресії сегмента ST (-10,3298), що дозволяє провести фазову диференціацію.

3. Daubechies (db4)-вейвлет ефективно локалізує як короткочасні ($a=1$), так і тривалі морфологічні зміни сигналу ($a=50$). При високій частоті показники S1–S3 залишаються низькими, а при низькій – стрімко зростають, особливо у випадку патерну ранньої

реполяризації. Найвища енергія сигналу (S2) та сумарна компонента (S3) вказують на інтенсивний патологічний патерн. Ішемічні зміни демонструють меншу виразність, зокрема при депресії сегмента ST. Daubechies (db4)-вейвлет забезпечує чітку диференціацію станів на основі частотного спектра.

4. Використання в аналізі ЕКГ вейвлет-перетворення свідчить, що аналіз Daubechies забезпечує точну локалізацію швидких змін, тоді як Morlet краще виявляє тривалі синусоподібні коливання. При низьких частотах ($a=50$) обидва вейвлети ефективно розпізнають патології, особливо патерн ранньої реполяризації. Ішемічні прояви мають нижчу енергію та менш виразні S3-компоненти. Загалом, комбіноване застосування обох вейвлетів дозволяє глибоко охарактеризувати морфологічно-функціональні зміни серцевого сигналу.

Перспективи подальших досліджень. Дослідження фрактальних властивостей ЕКГ через аналіз фрактальної геометрії, яка є частиною теорії хаосу, може бути застосоване в подальшому для оцінки складності електрокардіографічного сигналу. Використання вейвлет-аналізу для визначення фрактальної розмірності сигналу відкриває перспективи як для автоматизованої діагностики, так і для розробки прогностичних моделей серцево-судинних захворювань. Зокрема, це може бути корисним у виявленні аритмогенезу, включаючи фібриляцію передсердь та інші види аритмій.

Список літератури

1. Alarcon B, Stalder DH, Morales-Mareco F. Optimization of ECG Signal Delineation Algorithms with Discrete Wavelet Transform. *Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics*. 2025;11(1):1-2. <https://proceedings.sbmac.org.br/sbmac/article/view/4832/4893>
2. Yang H, Bukkapatnam ST, Komanduri R. Nonlinear adaptive wavelet analysis of electrocardiogram signals. *Phys. Rev.* 2007;76:026214. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.76.026214>
3. Ташук ВК, Мельничук СВ, Первозванський СВ, Ташук МВ, Амеліна ТМ. Персоналізація електрокардіографічного аналізу ішемічного патерну високого ризику за допомогою частотної класифікації. *Клінічна та експериментальна патологія*. 2025;24(2):8-13. <https://doi.org/10.24061/1727-4338.XXIV.2.92.2025.02>
4. Mehra M, Mehra VK, Ahmad M. *Wavelets Theory and Its Applications*. Springer; 2018. 185 p.
5. Balasubramani M, Srinivasan M, Jean W-H, Fan S-Z, Shieh J-S. A Novel Framework for Quantum-Enhanced Federated Learning with Edge Computing for Advanced Pain Assessment Using ECG Signals via Continuous Wavelet Transform Images. *Sensors (Basel)*. 2025;25(5):1436. DOI: 10.3390/s25051436.
6. Kirkbas A, Kizilkaya A. Automated ECG Arrhythmia Classification Using Feature Images with Common Matrix Approach-Based Classifier. *Sensors*. 2025;25(4):1220. <https://www.mdpi.com/1424-8220/25/4/1220>
7. Plaza-Seco C, Baksh M, Barner KE, Blanco-Velasco M. DeepTWA-TM: Deep Learning T-Wave Alternans Detection in Ambulatory ECG via Time Analysis. *IEEE J Biomed Health Inform*. 2025 Aug;29(8):5585-95. DOI: 10.1109/JBHI.2025.3553789.

References

1. Alarcon B, Stalder DH, Morales-Mareco F. Optimization of ECG signal delineation algorithms with discrete wavelet transform. *Proceeding Series of the Brazilian Society of Computational and Applied Mathematics*. 2025;11(1):1-2. <https://proceedings.sbmac.org.br/sbmac/article/view/4832/4893>
2. Yang H, Bukkapatnam ST, Komanduri R. Nonlinear adaptive wavelet analysis of electrocardiogram signals. *Physical Review E*. 2007;76:026214. <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.76.026214>
3. Taschuk VK, Mel'nychuk SV, Pervozvans'kyi SV, Taschuk MV, Amelina TM. Personalizatsiia elektrokardiografichnoho analizu ishemichnoho paternu vysokoho ryzyku za dopomohoiu chastotnoi klasyfikatsii [Personalization of electrocardiographic analysis of high-risk ischemic patterns using frequency classification]. *Klinichna ta eksperymental'na patolohiia*. 2025;24(2):8-13. <https://doi.org/10.24061/1727-4338.XXIV.2.92.2025.02> (in Ukrainian).
4. Mehra M, Mehra VK, Ahmad M. *Wavelets theory and its applications*. Springer; 2018. 185 p.
5. Balasubramani M, Srinivasan M, Jean W-H, Fan S-Z, Shieh J-S. A novel framework for quantum-enhanced federated learning with edge computing for advanced pain assessment using ECG signals via continuous wavelet transform images. *Sensors (Basel)*. 2025;25(5):1436. DOI: 10.3390/s25051436.
6. Kirkbas A, Kizilkaya A. Automated ECG arrhythmia classification using feature images with common matrix approach-based

classifier. Sensors. 2025;25(4):1220. <https://www.mdpi.com/1424-8220/25/4/1220>

7. Plaza-Seco C, Baksh M, Barner KE, Blanco-Velasco M. DeepTWA-TM: Deep learning T-wave alternans detection in ambulatory ECG via time analysis. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics. 2025;29(8):5585-95. DOI: 10.1109/JBHI.2025.3553789.

Відомості про авторів

Ташчук В.К. – проф., д-р мед.наук, зав.кафедри внутрішньої медицини, фізичної реабілітації та спортивної медицини Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці, Україна. vtashchuk@ukr.net. <https://orcid.org/0000-0002-7988-5256>.

Мельничук Степан Васильович – проф., д-р фіз.-мат. наук, професор кафедри комп'ютерних систем і мереж Чернівецького національного університету ім. Юрія Федьковича, м. Чернівці, Україна. s.melnychuk@chnu.edu.ua. <https://orcid.org/0009-0001-4325-2342>.

Первозванський Сергій Володимирович – фізик-дослідник, комерційний директор газети «Молодий буковинець». pervozvansky@yahoo.com. <https://orcid.org/0009-0007-9429-7472>.

Ташук М.В. – аспірант кафедри пропедевтики внутрішніх хвороб Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці, Україна. ahaosovitsh@gmail.com. <https://orcid.org/0000-0002-5353-3340>.

Амеліна Т. М. – канд.мед.наук, доцент закладу вищої освіти кафедри внутрішньої медицини, фізичної реабілітації та спортивної медицини Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці, Україна. 380509568543. amelinatania@gmail.com. <https://orcid.org/0000-0001-7629-914X>.

Information about the authors

Tashchuk V.K. – Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of Internal Medicine, Physical Rehabilitation and Sports Medicine, Bukovinian State Medical University, Chernivtsi, Ukraine.

Melnichuk S.V. – Doctor of Physical and Mathematical Sciences, Professor of the Department of Computer Systems and Networks, Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, Chernivtsi, Ukraine.

Pervozvansky S.V. – Research physicist, Commercial Director of the newspaper «Molodyi Bukovynets».

Tashchuk M.V. – Postgraduate Student, Department of Propaedeutics of Internal Medicine, Bukovinian State Medical University, Chernivtsi, Ukraine.

Amelina T.M. – PhD in Medical Sciences, Associate Professor at the Department of Internal Medicine, Physical Rehabilitation, and Sports Medicine, Bukovinian State Medical University, Chernivtsi, Ukraine.



Дата першого надходження рукопису до видання: 20.10.2025

Дата прийнятого до друку рукопису після рецензування: 27.11.2025

Дата публікації: 30.12.2025