

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ

Кваліфікаційна наукова праця  
на правах рукопису

**Мосій Любомир Євгенійович**

УДК 004.9:004.85:519.218

ДИСЕРТАЦІЯ  
**МОДЕЛІ ТА МЕТОДИ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО  
АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК  
ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ**

122 – Комп'ютерні науки  
12 – Інформаційні технології

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

\_\_\_\_\_ /Л.Є. Мосій/

Наукові керівники  
кандидат технічних наук, доцент  
Фриз Михайло Євгенович,  
доктор технічних наук, професор  
Сверстюк Андрій Степанович

## АНОТАЦІЯ

*Мосій Л.Є.* Моделі та методи інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії за спеціальністю 122 – Комп'ютерні науки (12 – Інформаційні технології). – Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2026.

Підготовка здійснювалась на кафедрі комп'ютерних наук Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Міністерства освіти і науки України.

У дисертаційній роботі вирішено актуальне наукове завдання – підвищення ефективності автоматизованої кардіодіагностики внаслідок розроблення моделей та методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів на основі математичної моделі у вигляді циклічного випадкового процесу із сегментною зонною структурою, функцій амплітудної та часової варіабельності зубців електрокардіосигналів, методів їх статистичного оцінювання та алгоритмів класифікації.

У вступі обґрунтовано актуальність теми дисертації, визначено зв'язок роботи з науковими темами, сформульовано мету і завдання дослідження, визначено об'єкт, предмет і методи дослідження, наведено загальну характеристику дисертації, окреслено наукову новизну отриманих результатів та їхнє практичне значення, а також розкрито питання апробації результатів дисертації та їх висвітлення в наукових працях.

У першому розділі виконано детальний аналіз літературних джерел, що стосуються тематики дисертаційного дослідження. Проаналізовано клінічне значення електрокардіосигналів та сфери його застосування в неінвазивній медичній діагностиці. Розглянуто традиційні підходи до опрацювання електрокардіосигналів, що ґрунтуються на візуальній оцінці лікарем та

базових алгоритмах обробки сигналів (фільтрація, детекція R-зубців, вимірювання інтервалів), а також сучасні підходи із застосуванням методів машинного навчання та глибокого навчання. Здійснено порівняльний аналіз існуючих математичних моделей електрокардіосигналів та методів їх аналізу. Визначено обмеження та недоліки існуючих підходів – зокрема, недостатнє врахування циклічної природи електрокардіосигналів, відсутність комплексного аналізу морфологічних і ритмічних ознак, обмежені можливості для аналізу амплітудної варіабельності – що дало змогу сформулювати мету та завдання дисертаційного дослідження.

У другому розділі на основі теорії циклічних випадкових процесів розроблено математичну модель електрокардіосигналів із сегментною зонною структурою, яка враховує як морфологічні, так і ритмічні характеристики сигналу через функцію ритму  $T(t, n)$ . Запропоновано математичну модель функції амплітудної варіабельності зубців ЕКС (P, Q, R, S, T) як різниці амплітудних значень однойменних зубців у послідовних кардіоциклах, а також математичну модель функції часової варіабельності, що описує часові інтервали між однойменними зубцями у послідовних кардіоциклах. Охарактеризовано метод оцінювання функції ритму та методи статистичного опрацювання циклічного випадкового процесу із урахуванням функції ритму, зокрема оцінювання математичного сподівання та дисперсії в межах циклу.

У третьому розділі розроблено структурну схему інформаційної технології інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів. Проведено експериментальну верифікацію запропонованих підходів та методів із використанням реальних електрокардіосигналів пацієнтів в стані норми, а також для деяких патологій. Здійснено спектральний аналіз математичного сподівання та дисперсії електрокардіосигналів у межах одного циклу методом розкладу в ряд Фур'є, що дало змогу виявити характерні спектральні діагностичні патерни для різних типів кардіологічних патологій. Проведено статистичну валідацію математичних моделей функцій амплітудної та часової варіабельності на

даних 204 записів електрокардіосигналів з бази PhysioNet, що охоплюють ішемію міокарда, надшлуночкову аритмію, шлуночкову тахікардію та нормальний ритм. Перевірено стаціонарність функцій амплітудної та часової варіабельності за критеріями Колмогорова-Смірнова та Дікі-Фуллера, а також відповідність нормальному розподілу за тестом Андерсона-Дарлінга, критеріями Ліллієфорса та Шапіро-Уїлка.

У четвертому розділі здійснено обґрунтування методів прийняття діагностичних рішень на основі ідентифікованих морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналу та з використанням сучасних алгоритмів машинного навчання. Зокрема, досліджено ефективність чотирьох алгоритмів виявлення аномалій – однокласової машини опорних векторів (OneClassSVM з RBF-ядром), ізоляційного лісу (Isolation Forest), локального фактора викиду (LOF) та еліптичної оболонки (Elliptic Envelope) – для класифікації електрокардіосигналів пацієнтів із фібриляцією та тріпотінням передсердь. Встановлено вплив попередньої обробки (StandardScaler + PCA): точність класифікації морфологічних ознак зросла з 52-83 % до 98-100 %, при цьому метод локального фактора викиду (LOF) забезпечив найвищу точність для фібриляції передсердь. Для розширення діагностичних можливостей проведено класифікацію чотирьох типів серцево-судинних захворювань на основі десяти статистичних дескрипторів функції амплітудної варіабельності (середнє, медіана, мода, стандартне відхилення, дисперсія, ексцес, асиметрія, розмах, мінімум, максимум) з використанням платформи AutoML PyCaret; за результатами порівняння десяти алгоритмів найкращий результат продемонстрував Random Forest Classifier (Accuracy = 0,9187, AUC = 0,9433, F1 = 0,9186). Для інтерпретації класифікаційних рішень моделі застосовано SHAP-аналіз (SHapley Additive exPlanations), який дав змогу встановити на глобальному та локальному рівнях, що асиметрія та ексцес функції амплітудної варіабельності є ключовими діагностичними ознаками морфологічних захворювань міокарда.

*Ключові слова:* сигнал, алгоритм, аналіз, математична модель, класифікація, випадковий процес, серцево-судинна система, машинне навчання, штучний інтелект, амплітуда, варіабельність, математичне сподівання, дисперсія, ритм, морфологічні ознаки.

## ABSTRACT

*Mosiy L. Ye.* Models and Methods for Intelligent Analysis of Morphological and Rhythmic Features of Electrocardiographic Signals. – Scientific qualification work in the form of manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy in specialty 122 – Computer Science (12 – Information Technologies). – Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, 2026.

The research was carried out at the Department of Computer Science, Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ministry of Education and Science of Ukraine.

The dissertation addresses a relevant scientific problem – improving the efficiency of automated cardiac diagnostics through the development of models and methods for intelligent analysis of morphological and rhythmic features of electrocardiographic signals, based on a mathematical model in the form of a cyclic random process with a segmental zone structure, amplitude and temporal variability functions of electrocardiographic signal waves, methods for their statistical estimation, and classification algorithms.

The introduction substantiates the relevance of the dissertation topic, establishes the relationship of the research with scientific programs, formulates the aim and objectives of the study, defines the object, subject, and methods of research, provides a general characterisation of the dissertation, outlines the scientific novelty of the results obtained and their practical significance, and addresses the dissemination of the dissertation results through approbation and scientific publications.

Chapter 1 presents a comprehensive review of the literature pertaining to the subject of the dissertation. The clinical significance of the ECG and its application domains in non-invasive medical diagnostics are analysed. Conventional ECG processing approaches – based on physician visual assessment and fundamental signal processing algorithms (filtering, R-peak detection, interval measurement) –

are examined alongside contemporary methods employing machine learning and deep learning. A comparative analysis of existing ECG mathematical models and methods is conducted. The limitations and shortcomings of existing approaches are identified – in particular, insufficient consideration of the cyclic nature of the ECG, the absence of integrated analysis of morphological and rhythmic features, and limited capabilities for amplitude variability analysis – which served as the basis for formulating the aim and objectives of the dissertation research.

Chapter 2 presents a mathematical model of electrocardiographic signals with a segment-zone structure, developed on the basis of cyclic random process theory, which accounts for both morphological and rhythmic signal characteristics through the rhythm function  $T(t, n)$ . A mathematical model of the amplitude variability function of ECG waves (P, Q, R, S, T) is proposed, defined as the difference between amplitude values of corresponding waves in successive cardiac cycles, as well as a mathematical model of the time variability function describing the time intervals between corresponding waves in successive cardiac cycles. The method for estimating the rhythm function is characterised, along with methods for statistical processing of the cyclic random process with respect to the rhythm function, including estimation of the mathematical expectation and variance within a cycle.

Chapter 3 presents the structural scheme of the information technology for intelligent analysis of morphological and rhythmic features of electrocardiographic signals. Experimental verification of the proposed approaches and methods is performed using real electrocardiographic signals from patients in normal condition as well as for certain pathologies. Spectral analysis of the mathematical expectation and variance of electrocardiographic signals within a single cycle is carried out by means of Fourier series decomposition, enabling the identification of characteristic spectral diagnostic patterns for various types of cardiac pathology. Statistical validation of the mathematical models of the amplitude and time variability functions is conducted on a dataset of 204 electrocardiographic signal recordings from the PhysioNet database, encompassing myocardial ischaemia, supraventricular arrhythmia, ventricular tachycardia, and normal sinus rhythm. The stationarity of the

amplitude and time variability functions is assessed using the Kolmogorov-Smirnov and augmented Dickey-Fuller tests, and normality of distribution is evaluated by the Anderson-Darling test, the Lilliefors criterion, and the Shapiro-Wilk test.

Chapter 4 presents the substantiation of methods for diagnostic decision-making based on the identified morphological and rhythmic features of electrocardiographic signals using modern machine learning algorithms. Specifically, the effectiveness of four anomaly detection algorithms – One-Class Support Vector Machine (OneClassSVM with RBF kernel), Isolation Forest, Local Outlier Factor (LOF), and Elliptic Envelope – is investigated for the classification of electrocardiographic signals from patients with atrial fibrillation and atrial flutter. The decisive influence of preprocessing (StandardScaler + PCA) is established: the classification accuracy for morphological features increased from the range of 52-83% to 98-100%, with the Local Outlier Factor (LOF) method achieving the highest accuracy for atrial fibrillation classification. To extend the diagnostic capabilities, classification of four cardiovascular disease categories is performed based on ten statistical descriptors of the amplitude variability function (mean, median, mode, standard deviation, variance, kurtosis, skewness, range, minimum, maximum) using the AutoML PyCaret platform; a comparison of ten algorithms revealed that the Random Forest Classifier achieved the best performance (Accuracy = 0.9187, AUC = 0.9433, F1 = 0.9186). For the interpretation of classification decisions, SHAP analysis (SHapley Additive exPlanations) was applied, establishing at both global and local levels that skewness and kurtosis of the amplitude variability function are the key diagnostic features of morphological myocardial pathologies.

*Keywords:* signal, algorithm, analysis, mathematical model, classification, random process, cardiovascular system, machine learning, artificial intelligence, amplitude, variability, mathematical expectation, variance, rhythm, morphological features.

## Список публікацій здобувача

*Наукові праці, в яких опубліковано основні наукові результати дисертації:*

1. Мосій Л. Є., Сверстюк А. С. Методи моделювання та класифікації електрокардіосигналів. *Computer-integrated technologies: education, science, production*. 2025. № 58. С. 104–115. <https://doi.org/10.36910/6775-2524-0560-2025-58-12>. (Особистий внесок: проведено систематизацію та порівняльний аналіз відомих методів математичного моделювання і класифікації електрокардіосигналів, обґрунтовано обмеження існуючих підходів та сформульовано вимоги до розроблюваних моделей та методів).
2. Mosiy L., Sverstiuk A. Methods of electrocardiogram classification and their mathematical model in the form of a cyclic discrete random process. *Computer systems and information technologies*. 2025. No. 1. P. 88–99. <https://doi.org/10.31891/csit-2025-1-11>. (Особистий внесок: розроблено математичну модель електрокардіосигналів у вигляді циклічного дискретного випадкового процесу, проаналізовано її властивості та обґрунтовано придатність для задач автоматизованої класифікації серцевих патологій).
3. Сверстюк А., Мосій Л. Математична модель варіацій екстремумів характеристичних зубців електрокардіосигналів на основі дискретної функції амплітудної варіабельності. *Herald of Khmelnytskyi National University. Technical sciences*. 2025. № 355(4). С. 404–413. <https://doi.org/10.31891/2307-5732-2025-355-57>. (Особистий внесок: розроблено дискретну математичну модель варіацій піків характеристичних зубців електрокардіосигналів на основі функції амплітудної варіабельності, формалізовано її означення та властивості).
4. Сверстюк А. С., Мосій Л. Є. Математичне моделювання амплітудної варіабельності електрокардіосигналів для інформаційної технології аналізу їх морфологічних та ритмічних ознак. *Computer-integrated*

*technologies: education, science, production*. 2025. № 59. С. 228–240. <https://doi.org/10.36910/6775-2524-0560-2025-59-29>. (Особистий внесок: обґрунтовано відповідність функції амплітудної варіабельності нормальному розподілу, розроблено підхід до ідентифікації морфологічних ознак електрокардіосигналів на основі статистичного аналізу функції амплітудної варіабельності).

5. Mosiy L., Sverstiuk A. Information Technology for Electrocardiographic Signal Analysis Based on Mathematical Models of Temporal and Amplitude Variability. *Computer systems and information technologies*. 2025. No. 2. P. 36–44. <https://doi.org/10.31891/csit-2025-2-4>. (Особистий внесок: розроблено математичну модель функції часової варіабельності електрокардіосигналів, формалізовано її означення та властивості, розроблено структурну схему інформаційної технології на основі функції амплітудної варіабельності і функції часової варіабельності).

6. Сверстюк А. С., Мосій Л. Є. Інформаційна технологія опрацювання та аналізу електрокардіосигналів з врахуванням їх морфологічних та ритмічних ознак. *Computer-integrated technologies: education, science, production*. 2025. № 60. С. 40–52. <https://doi.org/10.36910/6775-2524-0560-2025-60-04>. (Особистий внесок: розроблено інформаційну технологію опрацювання та аналізу електрокардіосигналів, яка інтегрує експрес-метод кардіодіагностики на основі функцій амплітудної та часової варіабельності і детальний математичний апарат на основі циклічних випадкових процесів для повного аналізу морфологічних і ритмічних ознак сигналу).

7. Sverstiuk A., Mosiy L. Results of application of information technology for processing and analysing electrocardiogram signals taking into account their morphological and rhythmic characteristics. *Computer systems and information technologies*. 2025. No. 3. P. 36–46. <https://doi.org/10.31891/csit-2025-3-4>. (Особистий внесок: проведено обчислювальні експерименти із застосування

*розроблених моделей та методів до класифікації електрокардіосигналів, виконано аналіз та інтерпретацію отриманих результатів).*

8. Мосій Л., Сверстюк А. Методи машинного навчання для класифікації електрокардіосигналів за ритмічними та морфологічними ознаками. *Вісник Національного університету «Львівська політехніка» «Інформаційні системи та мережі»*. 2025. № 18(2). С. 113–128. <https://doi.org/10.23939/sisn2025.18.2.113>. (Особистий внесок: проведено дослідження та порівняльний аналіз методів машинного навчання для класифікації електрокардіосигналів за морфологічними та ритмічними ознаками, виділеними на основі функцій амплітудної та часової варіабельності).

9. Мосій Л. Є., Фриз М. Є. Статистична валідація моделі амплітудної варіабельності електрокардіосигналу. *Ukrainian Journal of Information Technology*. 2025. № 7(2). С. 50–57. <https://doi.org/10.23939/ujit2025.02.050>. (Особистий внесок: розроблено методуку та проведено статистичну валідацію математичної моделі амплітудної варіабельності електрокардіосигналів із застосуванням критеріїв перевірки статистичних гіпотез).

10. Сверстюк А. С., Мосій Л. Є. Багатофакторний регресійний аналіз для прогнозування кардіологічного діагнозу на основі функції амплітудної варіабельності. *Вісник Вінницького політехнічного інституту*. 2025. № 4. С. 136–145. <https://doi.org/10.31649/1997-9266-2025-181-4-136-145>. (Особистий внесок: розроблено математичну модель коефіцієнта прогнозування кардіологічного діагнозу на основі статистичних дескрипторів функції амплітудної варіабельності, проведено верифікацію моделі та оцінювання її діагностичної придатності).

11. Сверстюк А. С., Мосій Л. Є. Підхід до оцінювання електрокардіосигналів на основі багатофакторного регресійного аналізу функції часової варіабельності. *Вісник Вінницького політехнічного інституту*. 2025. № 5. С. 96–104. <https://doi.org/10.31649/1997-9266-2025-182->

[5-96-104](#). (Особистий внесок: розроблено математичну модель коефіцієнта прогнозування кардіологічного діагнозу на основі статистичних дескрипторів функції часової варіабельності, проведено верифікацію моделі та оцінювання її діагностичної придатності).

*Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:*

1. Sverstiuk A., Polyvana U., Mosiy L., Mosiy O., Butsiy R. Approaches to the development of information technology for ECG analysis to evaluate quality of life in Smart Cities. *3rd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2025)*. CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 11-12, 2025. Vol 4057. P. 240–260.

2. Мосій Л. Є., Сверстюк А. С. Підхід до розроблення інформаційної технології експертного аналізу морфологічних ознак кардіосигналів на основі дискретної функції амплітудної варіабельності. *Міжнародна науково-технічна конференція «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій», присвячена 180-річчю з дня народження Івана Пулюя та 65-річчю з дня заснування Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, 28–29 травня 2025 р., Тернопіль*. С. 213–215.

3. Сверстюк А., Мосій Л. Підхід до розроблення інформаційної технології аналізу кардіосигналів на основі моделей циклічного дискретного випадкового процесу з часовою функцією ритму та функцією амплітудної варіабельності». *II Всеукраїнська науково-практична конференція «Інноваційні підходи до розвитку технологій та економіки», 06 червня 2025 р., на базі Закарпатського навчально-наукового центру, Закарпатська обл., м. Свалява*. С. 322–326.

4. Mosiy L., Sverstiuk A. Mathematical modeling of electrocardiographic signals using temporal rhythm and amplitude variability functions. *MSSE2025 – International Young Scientists Conference on Materials Science and Surface Engineering, September 24-26, 2025, Lviv, Ukraine*. P. 295–298.

5. Мосій Л. Є. Статистичні методи валідації моделі амплітудної варіабельності електрокардіосигналу». *XIV Міжнародна науково-практична конференція молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій», 11-12 грудня 2025 р., Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя. Тернопіль.* С. 310–311.

6. Tymoshchuk D., Didych I., Sverstiuk A., Mosiy L., Palianytsia Y. AutoML PyCaret and SHAP Explainable AI for ECG Signal Classification Based on Amplitude Variability. *ExplAI-2025: Advanced AI in Explainability and Ethics for the Sustainable Development Goals*, November 07, 2025, Khmelnytskyi, Ukraine. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 4141. P. 1–15.

7. Mosiy L., Fryz M., Palianytsia Y., Mlynko B., Mosiy O. Mathematical Modeling and Statistical Validation of the Amplitude Variability Function of Electrocardiographic Signals. *ITTAP'2025: The 5th International Conference on Information Technologies: (ITTAP-2025)*, October 22-24, 2025, Ternopil, Ukraine, Opole, Poland. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 4146. P. 151–159.

8. Tymoshchuk D., Sverstiuk A., Tymoshchuk V., Mosiy L., Bahrii-Zaiats O. AutoML-Driven ECG Classification of Cardiac Pathologies with Explainable AI. *ProfIT AI'25: 5th International Workshop of IT-professionals on Artificial Intelligence*, October 15-17, 2025, Liverpool, UK. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 4164. P. 440–453.

*Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:*

12. Мосій Л., Сверстюк А., Ремез А., Марковський В. Аналіз досліджень жорсткості армованих композитів в радіотехніці та медицині. *Herald of Khmelnytskyi National University. Technical sciences.* 2025. № 357(5.2). С. 55–71. <https://doi.org/10.31891/2307-5732-2025-357-66>. (Особистий внесок: проведено аналіз методів дослідження біомеханічних властивостей матеріалів у медичному застосуванні).

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ.....	18
ВСТУП .....	22
1. МОДЕЛІ, МЕТОДИ ТА ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ) .....	31
1.1. СУЧАСНІ ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	32
1.1.1. Базові характеристики електрокардіосигналів та їх інтерпретація	32
1.1.2. Основні напрямки розвитку сучасних інформаційних технологій діагностики електрокардіосигналів.....	34
1.2. МЕТОДИ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ТА АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ .....	37
1.3. МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ, ЯКІ ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ В ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЯХ ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ ІЗ ВРАХУВАННЯМ ЇХ ЦИКЛІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ.....	46
1.3.1. Основні принципи побудови моделей електрокардіосигналів .....	46
1.3.2. Детерміновані математичні моделі електрокардіосигналів .....	47
1.3.3. Стохастичні математичні моделі циклічних електрокардіосигналів .....	48
1.3.4. Математичні моделі, що враховують циклічність, стохастичність та варіабельність ритму електрокардіосигналів .....	52
1.4. ВИМОГИ ДО МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ТА МЕТОДІВ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	55
1.5. Висновки до розділу 1 .....	59
2. МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ У ВИГЛЯДІ ЦИКЛІЧНИХ ВИПАДКОВИХ ПРОЦЕСІВ У ЗАДАЧАХ АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	60
2.1. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ У ВИГЛЯДІ ЦИКЛІЧНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ	60
2.1.1. Означення циклічного випадкового процесу.....	61

2.1.2. Функція ритму та її властивості .....	62
2.2. МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ ЦИКЛІЧНИХ ВИПАДКОВИХ ПРОЦЕСІВ ІЗ УРАХУВАННЯМ СЕГМЕНТНОЇ СТРУКТУРИ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	64
2.2.1. Сегментна циклічна структура електрокардіосигналів.....	64
2.2.2. Сегментна зонна структура циклічних електрокардіосигналів.....	66
2.3. МЕТОДИ СЕГМЕНТАЦІЇ ЦИКЛІЧНИХ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	69
2.3.1. Метод сегментації циклічного електрокардіосигналу з урахуванням сегментної циклічної структури .....	70
2.3.2. Метод сегментації циклічного електрокардіосигналу з урахуванням сегментної зонної структури .....	72
2.4. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЦИКЛІЧНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ ІЗ СЕГМЕНТНОЮ ЗОННОЮ СТРУКТУРОЮ ДЛЯ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	77
2.5. ФУНКЦІЯ АМПЛІТУДНОЇ ТА ЧАСОВОЇ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	81
2.5.1. Математична модель амплітудної варіабельності.....	81
2.5.2. Математична модель функції часової варіабельності електрокардіосигналів .....	86
2.6. Висновки до розділу 2.....	87
3. ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ НА ОСНОВІ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ЦИКЛІЧНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ, ФУНКЦІЙ АМПЛІТУДНОЇ ТА ЧАСОВОЇ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ	88
3.1. СТРУКТУРА ІНФОРМАЦІЙНОЇ ТЕХНОЛОГІЇ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	88
3.2. РЕЗУЛЬТАТИ ЗАСТОСУВАННЯ ІНФОРМАЦІЙНОЇ ТЕХНОЛОГІЇ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ .....	99
3.2.1. Експериментальна верифікація інформаційної технології на клінічних даних .....	99

3.2.2. Результати частотного аналізу статистичних характеристик електрокардіосигналів .....	108
3.3. РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ СТАТИСТИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ФУНКЦІЙ АМПЛІТУДНОЇ ТА ЧАСОВОЇ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ.....	109
3.3.1. Статистична валідація математичної моделі функції амплітудної варіабельності .....	109
3.3.2. Статистичний аналіз функції часової варіабельності.....	118
3.4. Висновки до розділу 3 .....	122
4. РЕЗУЛЬТАТИ ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ МАШИННОГО НАВЧАННЯ ДЛЯ КЛАСИФІКАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ ЗА МОРФОЛОГІЧНИМИ І РИТМІЧНИМИ ОЗНАКАМИ .....	124
4.1. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ МЕТОДІВ МАШИННОГО НАВЧАННЯ ДЛЯ КЛАСИФІКАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ.....	124
4.1.1. Методи класифікації та попередньої обробки даних.....	126
4.1.2. Результати класифікації морфологічних порушень .....	130
4.1.3. Результати класифікації ритмічних порушень .....	132
4.1.4. Аналіз результатів .....	134
4.2. КЛАСИФІКАЦІЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ НА ОСНОВІ ФУНКЦІЙ АМПЛІТУДНОЇ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ З ВИКОРИСТАННЯМ AUTOML PYCARET .....	136
4.2.1. Формування набору даних та ознакового простору .....	136
4.2.2. Порівняльний аналіз алгоритмів класифікації засобами AutoML PyCaret .....	138
4.2.3. Оцінка ефективності класифікації.....	141
4.2.4. Інтерпретація результатів за допомогою SHAP-аналізу.....	143
4.3. Висновки до розділу 4.....	147
ВИСНОВКИ.....	150
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	153
ДОДАТКИ.....	172
ДОДАТОК А Список публікацій здобувача за темою дисертації .....	172

ДОДАТОК Б Довідки/акти впроваджень результатів дисертаційних досліджень .....	178
ДОДАТОК В Основні поняття циклічного функціонального відношення ..	182
ДОДАТОК Г Означення та основні характеристики випадкового процесу.	185
ДОДАТОК Д Приклади графічних реалізацій амплітудної варіабельності .	189
ДОДАТОК Е Приклади графічних реалізацій часової варіабельності .....	191
ДОДАТОК Ж Результати частотного аналізу статистичних характеристик ЕКС .....	193
ДОДАТОК И Програмна реалізація інформаційної технології інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів .....	202
ДОДАТОК К Фрагмент програмного коду розробленого ПЗ .....	209

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

БЛНПГ	блокада лівої ніжки пучка Гіса
BCR	варіабельність серцевого ритму
ЕКГ	електрокардіограма
ЕКС	електрокардіосигнал
ІТ	інформаційна технологія
ССЗ	серцево-судинні захворювання
ССС	серцево-судинна система
ТП	тріпотіння передсердь
ФАВ	функція амплітудної варіабельності
ФП	фібриляція передсердь
ФЧВ	функція часової варіабельності
ЦВП	циклічний випадковий процес
ADF	Augmented Dickey-Fuller test (розширений тест Дікі-Фуллера)
AUC	Area Under Curve (площа під кривою)
AutoML	автоматизоване машинне навчання (Automated Machine Learning)
bi-LSTM	Bidirectional Long Short-Term Memory (двонаправлена LSTM)
CatBoost	категоріальне підсилення (Categorical Boosting)
CNN	Convolutional Neural Network (згорткова нейронна мережа)
ECG	electrocardiogram
EllipticEnvelope	еліптична оболонка (Elliptic Envelope)
ExtraTrees	надзвичайно рандомізовані дерева (Extremely Randomized Trees)
F1	F1-score (міра якості класифікації)
GAN	Generative Adversarial Network (генеративно-змагальна мережа)

GradientBoosting	градієнтне підсилення (Gradient Boosting)
IsolationForest	ізоляційний ліс (Isolation Forest)
Kur	ексцес (Kurtosis)
LOF	локальний фактор викиду (Local Outlier Factor)
LSTM	Long Short-Term Memory (довга короткочасна пам'ять)
Max	максимум (Maximum)
MCC	Matthews Correlation Coefficient (коефіцієнт кореляції Метьюза)
Mean	середнє арифметичне (Mean value)
Med	медіана (Median)
Min	мінімум (Minimum)
MIT-BIH	Massachusetts Institute of Technology – Beth Israel Hospital (база даних аритмій)
Mo	мода (Mode)
OneClassSVM	однокласова машина опорних векторів (One-Class Support Vector Machine)
PCA	метод головних компонент (Principal Component Analysis)
PTB-XL	Physikalisch-Technische Bundesanstalt (велика база 12-відвідних ЕКГ)
QTDB	QT Database (база даних для оцінки QT-інтервалу)
Ra	розмах варіації (Range)
RBF	Radial Basis Function (ядро в OneClassSVM)
RNN	Recurrent Neural Network (рекурентна нейронна мережа)
SDNN	стандартне відхилення всіх NN-інтервалів (Standard Deviation of NN intervals)
SHAP	адитивні пояснення на основі значень Шеплі (SHapley Additive exPlanations)
Sk	асиметрія (Skewness)
StD	стандартне відхилення (Standard Deviation)
SV	вибіркова дисперсія (Sample Variance)

SVM	метод опорних векторів (Support Vector Machine)
XAI	пояснюваний штучний інтелект (Explainable Artificial Intelligence)
XGBoost	екстремальне градієнтне підсилення (Extreme Gradient Boosting)
$\xi(\omega, t)$	випадковий (стохастичний) процес
$m_\xi(t)$	математичне сподівання випадкового процесу
$R_\xi(t_1, t_2)$	кореляційна функція випадкового процесу
$T(t, n)$	функція ритму циклічного випадкового процесу
$t_i$	момент початку $i$ -го кардіоциклу
$t_{i_j}$	момент початку $j$ -ї зони в $i$ -му кардіоциклі
$T_i$	тривалість $i$ -го кардіоциклу
$T_{i_j}$	тривалість $j$ -ї зони в $i$ -му кардіоциклі
$\mathbf{W}_i$	область визначення $i$ -го сегмента-циклу
$\mathbf{W}_{i_j}$	область визначення $j$ -го сегмента-зони в $i$ -му циклі
$\mathbf{D}_c = \{t_i\}$	сегментна циклічна структура ЕКС
$\mathbf{D}_z = \{t_{i_j}\}$	сегментна зонна структура ЕКС
$I = \{P, Q, R, S, T\}$	множина типів характеристичних зубців ЕКС
$m$	номер кардіоциклу (порядковий індекс)
$A_k(m)$	амплітуда (пікове значення) $k$ -го зубця в $m$ -му кардіоциклі
$V_k(m)$	функція амплітудної варіабельності $k$ -го зубця ЕКС
$T_{A_k}(m)$	функція часової варіабельності $k$ -го зубця ЕКС
$t_{A_k}(m)$	момент досягнення піку зубця $k$ -типу в $m$ -му кардіоциклі
$f_i(t)$	сегмент-цикл реалізації ЦВП
$f_{i_j}(t)$	сегмент-зона реалізації ЦВП
$I_{\mathbf{W}_i}(t)$	індикаторна функція сегментів-циклів

$I_{w_{ij}}(t)$	індикаторна функція сегментів-зон
$\hat{m}_{\xi}(l)$	оцінка математичного сподівання ЦВП з урахуванням функції ритму
$\hat{d}_{\xi}(l)$	оцінка дисперсії ЦВП з урахуванням функції ритму
$\hat{T}_{ij}$	оцінка тривалості $j$ -ої зони в $i$ -му кардіоциклі
$\overset{\circ}{T}_{ij}$	розкид тривалостей $j$ -ої зони відносно еталонного циклу
$\hat{T}_1$	тривалість першого (еталонного) кардіоциклу
$\overset{\circ}{f}_{ij}(l)$	розкид амплітудних значень $j$ -ої зони в $i$ -му кардіоциклі
$\hat{m}_{\overset{\circ}{T}_j}(l)$	оцінка математичного сподівання розкидів тривалостей зон
$\hat{d}_{\overset{\circ}{T}_j}(l)$	оцінка дисперсії розкидів тривалостей зон
$\hat{m}_{\overset{\circ}{f}}(l)$	оцінка математичного сподівання розкидів амплітудних значень
$\hat{d}_{\overset{\circ}{f}}(l)$	оцінка дисперсії розкидів амплітудних значень
$\mu_V, \sigma_V, \sigma_V^2$	середнє значення, середньоквадратичне відхилення та дисперсія ФАВ
$R_V$	розмах варіації ФАВ
$\gamma_1$	коефіцієнт асиметрії розподілу
$\gamma_2$	коефіцієнт ексцесу розподілу
$\hat{m}_{T_{A_k}}$	оцінка математичного сподівання ФЧВ
$\hat{d}_{T_{A_k}}$	оцінка дисперсії ФЧВ
$R_{T_{A_k}}$	розмах варіації ФЧВ

## ВСТУП

**Актуальність теми.** ССЗ залишаються провідною причиною смертності у світі та в Україні зокрема. За даними ВООЗ, вони щорічно спричиняють понад 19,8 млн смертей у світі, що становить близько 32% від загальної смертності [1]. У 2023 році в Україні від ССЗ померли близько 67 000 осіб, що на 11,3% більше, ніж у 2022 році. Майже половина з них – понад 30 000 – померли внаслідок ішемічної хвороби серця. Через стрес, зумовлений війною, та пандемію COVID-19, ці захворювання в Україні «молодшають» – їх все частіше діагностують у віці 45-50 років [2]. Станом на 2025 рік в Україні хронічні захворювання серця й судин мають близько 8,9 мільйонів людей: гіпертонію – 5 млн, ішемічну хворобу серця – 3,4 млн [3].

За показником втрачених років життя через передчасну смерть і хвороби Україна – одна з лідерок у Європі. Головним чинником цього індикатора є надмірна смертність від захворювань, які сучасна система охорони здоров'я може лікувати, а також запобігти їм, насамперед це серцево-судинні захворювання.

Електрокардіографія є одним із найбільш поширених, доступних та інформативних методів неінвазивної діагностики стану серцево-судинної системи (ССС). Електрокардіосигнал (ЕКС) несе комплексну інформацію про електричну активність серця, відображаючи як морфологічні характеристики кардіоциклу (форму та амплітуду зубців P, Q, R, S, T), так і ритмічні характеристики (варіабельність серцевого ритму (BCP)). Тому розроблення методів автоматизованого аналізу ЕКС із метою підтримки прийняття діагностичних рішень є актуальним науково-практичним завданням.

Існуючі підходи до математичного моделювання ЕКС, що ґрунтуються на стаціонарних, стохастично-періодичних або циклостаціонарних моделях, мають суттєве обмеження: вони вимагають припущення про сталість частоти серцевих скорочень протягом усього часу спостереження сигналу. Це припущення є фізіологічно необґрунтованим для більшості реальних ЕКС,

оскільки ВСР є нормальною фізіологічною властивістю ССС, зумовленою впливом вегетативної нервової системи, дихальними циклами та іншими факторами. Зазначені обмеження суттєво знижують адекватність моделей та достовірність отриманих діагностичних ознак. У зв'язку з цим, важливого значення набуває застосування математичного апарату циклічних випадкових процесів (ЦВП), який не вимагає припущення про сталість ритму та дає змогу адекватно описати ЕКС зі змінним ритмом.

Попри значні досягнення у сфері автоматизованого аналізу ЕКС, низка задач залишається невирішеною. Зокрема, існуючі методи ідентифікації морфологічних ознак здебільшого не враховують міжциклову стохастичну динаміку амплітуд зубців ЕКС, а методи аналізу ритмічних ознак переважно обмежуються RR-інтервалами і не диференціюють часові інтервали між різними типами зубців. Це обмежує можливості виявлення локальних порушень електричної активності серця та знижує інформативність комплексу діагностичних ознак. Тому розроблення нових математичних моделей та методів, що дають змогу систематично описувати та аналізувати варіабельність як амплітудних, так і часових характеристик ЕКС у кожному кардіоциклі на основі моделі ЦВП, є актуальним науковим завданням.

З практичної точки зору, нові інформативні ознаки мають бути придатними для застосування в методах машинного навчання задля забезпечення автоматизованої класифікації ССЗ. Актуальність задачі підсилюється потребою у формуванні комплексного підходу, який у рамках єдиного математичного апарату давав би змогу аналізувати і морфологічні, і ритмічні ознаки ЕКС, ідентифіковані на основі адекватної стохастичної моделі сигналу.

Таким чином, підвищення ефективності автоматизованої діагностики серцево-судинних захворювань (ССЗ) шляхом розроблення та використання моделей і методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС на основі математичної моделі у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою, нових математичних конструкцій функції амплітудної

варіабельності (ФАВ) та функції часової варіабельності (ФЧВ) як джерел інформативних ознак, а також сучасних методів машинного навчання для класифікації патологій, є актуальним науковим завданням, що визначає тему дисертаційного дослідження.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.**

Дисертаційна робота пов'язана з науковими дослідженнями відповідно до напряму наукової роботи міжнародної наукової школи «Моделювання та математичне забезпечення інтелектуалізованих інформаційних систем в медицині, техніці та економіці», яка функціонує на кафедрі комп'ютерних наук Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя. Також дисертаційна робота пов'язана з дослідженням в рамках науково-дослідної роботи «Інтелектуальні моделі в кібер-фізичних системах медико-біологічних процесів», № держреєстрації 0125U000105, Тернопільський національний медичний університет імені І.Я. Горбачевського Міністерства охорони здоров'я України (ТНМУ) – обґрунтування та розробка нових діагностичних ознак у формі коефіцієнтів ортогональних розкладів статистичних оцінок взаємних кореляційних функцій компонентів синхронно зареєстрованих серцевих сигналів у двовимірний тригонометричний ряд Фур'є для застосування в інтелектуальних системах кардіодіагностики.

**Мета і завдання дослідження.** *Метою* дисертаційної роботи є підвищення ефективності діагностики серцево-судинних захворювань шляхом розроблення математичних моделей та методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів на основі циклічних випадкових процесів, функцій амплітудної та часової варіабельності електрокардіосигналів, а також створення відповідної інформаційної технології комп'ютерної кардіодіагностики.

Для досягнення поставленої мети сформульовано такі *завдання*.

1. Проаналізувати відомі математичні моделі ЕКС, що враховують циклічність сигналу, методи ідентифікації та аналізу його морфологічних і

ритмічних ознак, алгоритми прийняття діагностичних рішень та область їх застосування; з'ясувати обмеження існуючих підходів та сформулювати вимоги до розроблюваних моделей і методів аналізу.

2. Запропонувати та охарактеризувати математичну модель ЕКС у вигляді циклічного випадкового процесу із сегментною зонною структурою, що враховує циклічність, варіабельність морфологічної та ритмічної структури сигналу і є придатною для ідентифікації та оцінювання інформативних ознак.

3. Обґрунтувати вибір морфологічних і ритмічних ознак на основі розробленої моделі та охарактеризувати методи їх оцінювання; на основі експериментальних даних дослідити ефективність запропонованих інформативних ознак та методів їх аналізу для задач діагностики серцево-судинних захворювань.

4. Обґрунтувати методи прийняття діагностичних рішень на основі алгоритмів машинного навчання з урахуванням їх точності.

5. Розробити на основі запропонованих моделей, методів та алгоритмів програмний комплекс інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів із застосуванням сучасних програмно-алгоритмічних засобів.

**Об'єкт дослідження.** Процес діагностики серцево-судинних захворювань на основі аналізу електрокардіосигналів.

**Предмет дослідження.** Модель електрокардіосигналу, методи його опрацювання та прийняття рішень на основі аналізу морфологічних та ритмічних ознак ЕКС.

**Методи дослідження.** Для розв'язання поставлених задач використано: методи теорії циклічних випадкових процесів – для побудови та дослідження математичних моделей ЕКС; методи математичної статистики та лінійної алгебри – для ідентифікації, оцінювання та статистичної валідації морфологічних і ритмічних ознак; методи математичного та комп'ютерного моделювання – для верифікації запропонованих моделей на клінічних даних;

методи та алгоритми штучного інтелекту та машинного навчання – для класифікації ССЗ та виявлення аномалій ритму; технології розроблення програмного забезпечення – для реалізації програмного комплексу інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів.

### **Наукова новизна отриманих результатів.**

1. Вперше запропоновано математичні моделі варіабельності ЕКС у вигляді функції амплітудної варіабельності (ФАВ) – випадкової послідовності різниць амплітуд зубців ЕКС (P, Q, R, S, T) у послідовних кардіоциклах, та функції часової варіабельності (ФЧВ) – послідовності часових інтервалів між піками однойменних зубців ЕКС у послідовних кардіоциклах, що на відміну від існуючих моделей враховують амплітудну та ритмічну структуру кардіоциклу та їх міжциклову стохастичну динаміку. Це дає змогу ідентифікувати комплекси морфологічних та ритмічних діагностичних ознак на основі статистичних характеристик ФАВ і ФЧВ.

2. Вперше запропоновано метод ідентифікації інформативних морфологічних ознак ЕКС на основі його моделі у вигляді циклічного випадкового процесу із сегментною зонною структурою, що на відміну від існуючих методів враховує розкиди амплітуди на циклах (дисперсію) сигналу. Це дає змогу ідентифікувати діагностичні ознаки ЕКС, які відображають варіабельність його морфологічної структури на циклах та запропонувати алгоритм їх аналізу і комп'ютерного моделювання.

3. Отримав подальший розвиток метод ідентифікації інформативних ритмічних ознак ЕКС на основі його моделі у вигляді циклічного випадкового процесу із сегментною зонною структурою, що на відміну від існуючих методів враховує розкиди тривалостей циклів і діагностичних зон на циклах циклічного сигналу. Це дає змогу ідентифікувати діагностичні ознаки ЕКС, які відображають варіабельність його ритму на циклах та запропонувати алгоритм їх аналізу і комп'ютерного моделювання.

4. Отримав подальший розвиток метод класифікації серцево-судинних захворювань на основі виділених із функції амплітудної варіабельності морфологічних ознак із використанням алгоритмів машинного навчання та SHAP-аналізу, що дозволило обґрунтувати важливість діагностичних ознак та розширити діагностичні можливості кардіодіагностики.

**Практичне значення отриманих результатів.** Розроблені та обґрунтовані математичні моделі, методи та алгоритми інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів реалізовано у вигляді програмного комплексу підтримки діагностичних рішень із двома рівнями аналізу: основним рівнем на основі моделі ЦВП із сегментною зонною структурою та рівнем експрес-аналізу на основі статистичних характеристик функцій амплітудної та часової варіабельності.

Розроблений програмний комплекс «Статистична обробка та моделювання циклічних сигналів» функціонує як система підтримки прийняття клінічного рішення та надає лікарю-кардіологу структуровані кількісні результати аналізу електрокардіосигналів як основу для встановлення діагнозу, що підвищує об'єктивність та відтворюваність діагностичного процесу.

Результати дисертаційного дослідження використано під час виконання науково-дослідної роботи «Інтелектуальні моделі в кібер-фізичних системах медико-біологічних процесів», № державної реєстрації 0125U000105, Тернопільський національний медичний університет імені І.Я. Горбачевського Міністерства охорони здоров'я України. Також результати дисертаційної роботи впроваджено і використовуються у ТОВ «НВП «ІНФОТЕХМЕД» м. Тернопіль; у навчальному процесі кафедри медичної інформатики ТНМУ ім. І. Я. Горбачевського при вивченні дисциплін «Інформаційні технології у фармації», «Медична фізика з медичною інформатикою та статистикою»; у навчальному процесі кафедри комп'ютерних наук ТНТУ ім. І. Пулюя при вивченні дисципліни «Моделі, технології проєктування та управління інформаційних систем».

Довідки/акти впровадження наведено в Додатку Б до дисертації.

Отримані результати можуть використовуватись також у практичних задачах інтелектуального аналізу інших біомедичних сигналів, пов'язаних із роботою серцево-судинної системи, і які мають циклічний характер, наприклад, у задачах медичної діагностики на основі фотоплетизмосигналів, реографічних сигналів, тощо.

**Особистий внесок здобувача.** Основні результати, які становлять суть дисертаційної роботи, отримані дисертантом самостійно. Здобувачем особисто розроблено математичні моделі амплітудної та часової варіабельності електрокардіосигналів у вигляді циклічних дискретних випадкових процесів, формалізовано їх означення та досліджено математичні властивості. Самостійно проведено статистичну валідацію розроблених моделей із застосуванням критеріїв перевірки статистичних гіпотез, обґрунтовано відповідність функції амплітудної варіабельності нормальному розподілу. Здобувачем обґрунтовано можливість використання функцій амплітудної та часової варіабельності для кардіодіагностики та розроблено відповідний математичний інструментарій для оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи. Самостійно розроблено інформаційну технологію опрацювання та аналізу електрокардіосигналів, що інтегрує експрес-метод кардіодіагностики на основі функцій амплітудної та часової варіабельності і детальний математичний апарат на основі теорії циклічних випадкових процесів. Здобувачем проведено обчислювальні експерименти, порівняльний аналіз методів машинного навчання та класифікацію електрокардіосигналів за морфологічними і ритмічними ознаками. У працях, опублікованих із співавторами, внесок здобувача зазначено у списку публікацій. Науковим керівникам – доктору технічних наук, професору Сверстюку А. С. та кандидату технічних наук, доценту Фризу М. Є. – належить постановка задачі та наукове скеровування виконаних досліджень.

**Апробація матеріалів дисертації.** Окремі результати роботи апробовано на:

1. Міжнародній науково-технічній конференції «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій», присвячена 180-річчю з дня народження Івана Пулюя та 65-річчю з дня заснування Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, 28-29 травня 2025 р., Тернопіль.

2. II Всеукраїнській науково-практичній конференції «Інноваційні підходи до розвитку технологій та економіки», 06 червня 2025р., на базі Закарпатського навчально-наукового центру, Закарпатська обл., м. Свалява, Україна.

3. 3rd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2025), 11-12 червня 2025 р., м. Тернопіль, Україна.

4. MSSE2025 – International Young Scientists Conference on Materials Science and Surface Engineering, 24-26 вересня 2025 р., м. Львів, Україна.

5. ProfIT AI'25: 5th International Workshop of IT-professionals on Artificial Intelligence, 15-17 жовтня 2025 р., м. Ліверпуль, Великобританія.

6. ITTAP'2025: The 5th International Conference on Information Technologies: (ITTAP-2025), 22-24 жовтня 2025 р., м. Тернопіль, Україна; м. Ополе, Польща.

7. ExplAI-2025: Advanced AI in Explainability and Ethics for the Sustainable Development Goals, 07 листопада 2025 р., м. Хмельницький, Україна.

8. XIV Міжнародній науково-практичній конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій», 11-12 грудня 2025 р., Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, Україна.

В цілому робота доповідалася на науковому семінарі в Тернопільському національному технічному університеті імені Івана Пулюя (м. Тернопіль).

**Публікації.** За темою дисертації опубліковано 20 наукових праць: 12 статей у наукових фахових виданнях України [1-12] та 8 праць у матеріалах міжнародних наукових конференцій, у тому числі 4 статті у матеріалах конференцій, що індексуються наукометричною базою Scopus [13-20].

**Структура та обсяг дисертації.** Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів, загальних висновків, списку використаних джерел із 152 найменувань та додатків. Загальний обсяг дисертації становить 221 сторінок, з яких 131 сторінка основного тексту, 9 додатків на 50 сторінках, містить 30 рисунків, 77 формул, 20 таблиць.

## **1. МОДЕЛІ, МЕТОДИ ТА ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ (ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ)**

У цьому розділі проведено комплексний аналіз наукових праць, присвячених математичним моделям, методам та інформаційним технологіям аналізу електрокардіосигналів.

У підрозділі 1.1 охарактеризовано клінічне значення електрокардіосигналів та визначено основні напрямки розвитку сучасних інформаційних технологій їх діагностики – від апаратних інновацій і систем обробки в реальному часі до методів штучного інтелекту та телемедицини платформ. Детально розглянуто методи ідентифікації та аналізу морфологічних і ритмічних характеристик електрокардіосигналів, охоплюючи етапи від попередньої обробки та фільтрації до застосування машинного навчання та клінічної валідації (підрозділ 1.2). Особливу увагу приділено критичному аналізу математичних моделей, що використовуються в інформаційних технологіях опрацювання електрокардіосигналів із врахуванням їх циклічних властивостей (підрозділ 1.3). На основі проведеного аналізу сформульовано вимоги до математичних моделей та методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів, що розробляються у дисертаційній роботі (підрозділ 1.4).

Результати, отримані в рамках цього розділу, відображені у публікаціях [17, 20].

## 1.1. Сучасні інформаційні технології медичної діагностики на основі аналізу електрокардіосигналів

### 1.1.1. Базові характеристики електрокардіосигналів та їх інтерпретація

У цій роботі термін електрокардіограма (ЕКГ) вживається у клінічному та загальноновживаному значенні, тоді як термін електрокардіосигнал (ЕКС) позначає ЕКГ як об'єкт цифрової обробки, математичного моделювання та інтелектуального аналізу. Морфологічні елементи ЕКС позначаються відповідно до стандартної номенклатури: «характеристичні зубці ЕКС» (далі – «зубці») P, Q, R, S, T, комплекс QRS, а також інтервали PQ, QT та сегмент ST.

Визначення нормальних параметрів хвиль та інтервалів ЕКС становить фундаментальну основу їх клінічної інтерпретації. Систематичний аналіз морфологічних характеристик, тривалостей та інтервалів ЕКС (рис. 1.1) є необхідною передумовою для диференціації фізіологічних та патологічних станів ССС [4].



Рисунок 1.1 – ЕКС умовно здорової людини, зареєстрований у відділенні функціональної діагностики Тернопільської обласної клінічної лікарні

*Структура ЕКС.* Інтерпретація ЕКС передбачає структурований аналіз морфологічних характеристик хвиль та інтервалів на ЕКГ кривій (рис. 1.2). Методологічно обґрунтований підхід до оцінювання ЕКС вимагає послідовного вивчення усіх компонентів серцевого циклу, зафіксованих у графічному представленні електричної активності серця [5].

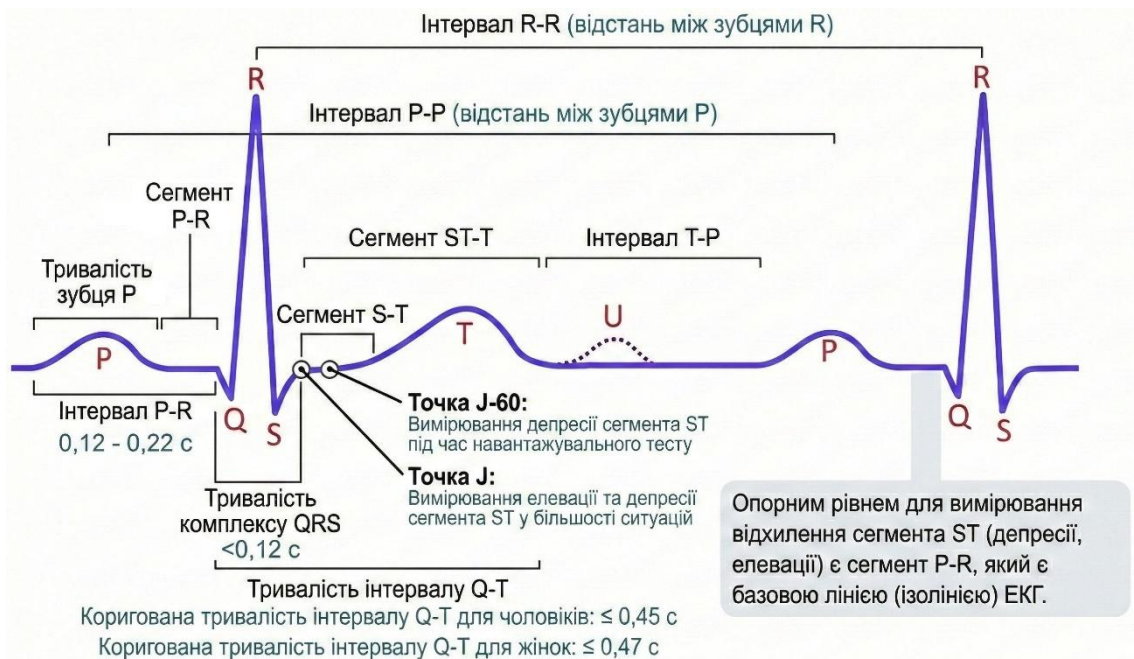


Рисунок 1.2 – Класичний ЕКС з найпоширенішими формами хвиль [6]

Основні компоненти ЕКС включають наступні елементи, кожен з яких відображає специфічні електрофізіологічні процеси в міокарді [5].

P-хвиля відображає процес деполяризації передсердь. PR-інтервал (0,12-0,22 с) визначається як часовий проміжок від початку P-хвилі до початку комплексу QRS і є ключовим параметром для оцінювання швидкості проведення імпульсу від передсердь до шлуночків. PR-сегмент представляє ізоелектричну лінію між закінченням P-хвилі та початком комплексу QRS і слугує базовою лінією ЕКГ кривої [7], [8].

Комплекс QRS відображає процес деполяризації шлуночків серця. Тривалість комплексу QRS в нормі не перевищує 0,12 секунди. Короткий комплекс QRS свідчить про швидку деполяризацію шлуночків через

нормальне функціонування провідної системи серця, тоді як розширені комплекси індикують уповільнену шлуночкову деполяризацію [5].

ST-сегмент відповідає фазі плато реполяризації шлуночків. J-точка позначає місце переходу від комплексу QRS до ST-сегмента. Зміни ST-сегмента мають особливу клінічну значущість в контексті діагностики гострої ішемії міокарда [9].

T-хвиля відображає швидку реполяризацію скоротливих кардіоміоцитів. Перехід від ST-сегмента до T-хвилі повинен бути плавним, без різких переходів. Умовно нормальна T-хвиля характеризується помірною асиметрією з більш крутим низхідним схилом [10]. U-хвиля являє собою позитивне відхилення, що іноді спостерігається після T-хвилі з амплітудою приблизно одну четверту амплітуди T-хвилі, найчастіше у відведеннях V2-V4 [11].

QT-інтервал відображає сумарну тривалість шлуночкової деполяризації та реполяризації і вимірюється від початку комплексу QRS до закінчення T-хвилі. Для визначення відповідності QT-інтервалу нормативним значенням необхідно здійснити корекцію на частоту серцевих скорочень (QTc-інтервал). Нормативні значення коригованого QT-інтервалу для чоловіків становлять  $\leq 0,45$  с, для жінок  $\leq 0,47$  с [12].

### **1.1.2. Основні напрямки розвитку сучасних інформаційних технологій діагностики електрокардіосигналів**

Інформаційна технологія (ІТ) – це сукупність методів, засобів і процесів, які використовуються для збору, зберігання, обробки та передачі інформації [13]. У контексті медичної діагностики, зокрема кардіології, ІТ забезпечують неінвазивне отримання та аналіз ЕКС для виявлення ССЗ [14].

Основні напрямки розвитку сучасних ІТ діагностики ЕКС можна класифікувати наступним чином (рис. 1.3).

*Апаратні інновації.* Сучасні тенденції в розробці апаратного забезпечення характеризуються створенням портативних та носимих ЕКГ-

пристроїв з покращеними характеристиками електродів [15], [16]. Впровадження композитних матеріалів з вуглецевими нанотрубками (CNT) та графеновими пластинками (GPL) забезпечує високе співвідношення сигнал/шум (до 40 дБ) при тривалому моніторингу [17].



Рисунок 1.3 – Основні напрямки розвитку сучасних ІТ діагностики ЕКС

*Системи автоматизованої обробки в реальному часі.* Розробка автоматизованих систем діагностики вимагає інтеграції ефективних алгоритмів обробки сигналів. Модифіковані алгоритми Пан-Томпкінса забезпечують високопродуктивне виявлення QRS-комплексів [18]. Апаратно-прискорені реалізації на платформах FPGA (Field-Programmable Gate Array – програмована вентильна матриця) дають змогу виявляти аритмії з високою точністю при зменшеній затримці [19].

*Методи штучного інтелекту та машинного навчання.* Моделі глибокого навчання, зокрема згорткові нейронні мережі (CNN) та рекурентні нейронні мережі (RNN), продемонстрували значні можливості в автоматичному виявленні аритмій [20], [21]. Гібридні архітектури типу CRT-

Net, що поєднують згорткові, рекурентні та концентраційні механізми, досягають діагностичної точності 89-100% залежно від типу патології [22]. Генеративно-змагальні мережі (GAN) вирішують проблему дефіциту анотованих наборів даних через генерацію синтетичних ЕКС [23], [24].

*Телемедичні платформи та дистанційний моніторинг.* Інтеграція телемедицини в кардіологію забезпечує дистанційний збір, передачу та інтерпретацію ЕКС [25]. Мобільні додатки, синхронізовані з портативними датчиками, створюють інтерактивні платформи для серцево-судинної реабілітації [26], [27]. Смарт-годинники з фотоплетизмографією демонструють потенціал для попереднього скринінгу фібриляції передсердь [28], [29].

*Мультимодальні методи візуалізації.* Електрокардіографічна візуалізація забезпечує покращену просторову роздільну здатність аритмій через реконструкцію електричної активності поверхні серця [30], [31]. Інтеграція ЕКГ з МРТ та ехокардіографією підвищує точність діагностики, корелюючи електричну дисфункцію зі структурними порушеннями [32], [33], [34].

*Вітчизняні програмні засоби та платформи.* В Україні розроблено ряд апаратно-програмних комплексів для реєстрації та аналізу ЕКС, які за основними технічними характеристиками не поступаються зарубіжним аналогам. Системи ХАІ-MEDICA CardioLab/CardioKom, Biomed BE-серія та UTAS UCard-100 підтримують реєстрацію 12-відвідних ЕКГ, холтерівське монітування [35] та інтеграцію з телемедичними платформами, що є особливо актуальним для забезпечення медичної допомоги у віддалених регіонах [36]. Холтерівські системи дають змогу аналізувати добові зміни частоти серцевих скорочень та показників варіабельності серцевого ритму [37], однак інструменти для дослідження циркадної динаміки амплітудно-часових параметрів окремих компонентів ЕКС залишаються обмеженими.

*Проблеми та виклики сучасних інформаційних технологій діагностики ЕКС.* Попри високий технічний рівень існуючих систем, їх програмне

забезпечення має ряд принципових обмежень. Морфологічні параметри та показники варіабельності серцевого ритму аналізуються як незалежні характеристики без урахування їх сумісної динаміки, тоді як комплексні патологічні стани часто проявляються саме в узгоджених змінах морфології та ритму ЕКС [38]. Вбудовані алгоритми інтерпретації базуються переважно на застарілих експертних правилах, не використовуючи потенціал сучасних методів машинного навчання – зокрема глибоких нейронних мереж, що демонструють високу точність класифікації аритмій та виявлення патологічних станів [20], [21], [39]. Інструменти для детального аналізу циклічної структури ЕКС з урахуванням стохастичної природи морфологічних та ритмічних характеристик і їх міжциклових кореляційних залежностей у комерційних системах практично відсутні.

## **1.2. Методи ідентифікації та аналізу морфологічних і ритмічних характеристик електрокардіосигналу**

Ідентифікація та комплексний аналіз морфологічних і ритмічних характеристик ЕКС становить методологічну основу сучасної комп'ютеризованої електрокардіографії та автоматизованих систем діагностики ССЗ [40]. Інтеграція морфологічного та ритмічного аналізу забезпечує цілісну оцінку електричної активності серця, даючи змогу виявляти складні патофізіологічні патерни, які не можуть бути ідентифіковані при ізольованому дослідженні окремих компонентів ЕКГ [41].

*Вхідними даними для автоматизованих систем аналізу ЕКС є цифрові ЕКС, які реєструються у стандартних 12 відведеннях, що включають шість стандартних відведень від кінцівок (I, II, III, aVR, aVL, aVF) та шість грудних відведень (V1-V6) [5]. Така конфігурація відведень забезпечує просторову репрезентацію електричної активності серця у фронтальній та горизонтальній площинах, даючи змогу локалізувати патологічні зміни міокарда [8], [42].*

Сучасні електрокардіографи забезпечують цифрову реєстрацію ЕКС з частотою дискретизації від 250 Гц до 1000 Гц та розрядністю 12-16 біт [14]. Для діагностичних цілей мінімальна рекомендована частота дискретизації становить 500 Гц, що забезпечує адекватне відтворення високочастотних компонентів QRS-комплексу [5].

Тривалість реєстрації ЕКС варіює залежно від клінічних задач: від 10-секундних записів для рутинної ЕКГ спокою до 24-48-годинного холтерівського монітування для аналізу аритмій та добової варіабельності серцевого ритму [25], [35]. Для телемедичних застосувань та носимих пристроїв розроблені методи синтезу 12-відведеної ЕКГ з редукованої кількості електродів (3-5 відведень) на основі лінійної регресії та глибокого навчання [27], [29], [43].

*Попередня обробка та фільтрація ЕКС.* Попередня обробка ЕКС спрямована на видалення артефактів та шумів різної природи при збереженні діагностично значущої інформації [44], [45]. Основними джерелами спотворень ЕКС є: дрейф ізолінії внаслідок дихальних рухів та зміни положення електродів (частотний діапазон нижче 0,5 Гц), м'язові артефакти електроміографічної природи (20-500 Гц), мережеві наведення промислової частоти (50/60 Гц) та артефакти руху електродів [44].

Цифрова фільтрація низьких частот застосовується для усунення дрейфу ізолінії та реалізується за допомогою фільтрів Баттерворта, Чебишева або медіанних фільтрів з частотою зрізу 0,5-1 Гц [45], [46]. Придушення високочастотних шумів здійснюється низькочастотними фільтрами з частотою зрізу 35-40 Гц для діагностичного аналізу або 150-250 Гц для збереження високочастотних компонентів QRS-комплексу при детекції фібриляційних потенціалів [45]. Режекторні фільтри застосовуються для селективного придушення мережевих наведень на частоті 50 або 60 Гц без спотворення прилеглих частотних компонентів сигналу [44], [46].

Адаптивні методи фільтрації, що базуються на вейвлет-перетворенні, забезпечують локалізоване у часі та частоті придушення артефактів [44], [47].

Вейвлет-декомпозиція дає змогу розділити ЕКС на апроксимаційні та деталізаційні коефіцієнти різних масштабів, застосувати порогову обробку до коефіцієнтів, що містять шум, та виконати реконструкцію очищеного сигналу [44].

Двосторонні фільтри (bilateral filters) поєднують просторову (часову) фільтрацію з фільтрацією за інтенсивністю сигналу, зберігаючи різкі перепади амплітуди у QRS-комплексах при згладжуванні шумових компонентів [48]. Цей підхід особливо ефективний для попередньої обробки ЕКС перед детекцією характерних точок.

*Автоматична детекція характерних точок* (onset, peak, offset) морфологічних елементів ЕКС є фундаментальною задачею комп'ютеризованої ЕКГ, що забезпечує подальший кількісний аналіз амплітудних та часових параметрів [46], [47], [49]. Алгоритм Pan-Tompkins залишається золотим стандартом детекції QRS-комплексів завдяки поєднанню надійності та обчислювальної ефективності [46], [50]. Алгоритм Hamilton-Tompkins розширює метод Pan-Tompkins додатковими критеріями ідентифікації на основі аналізу форми комплексів та тимчасової узгодженості між відведеннями [50]. Метод демонструє високу стійкість до артефактів руху та м'язового тремору завдяки інтеграції морфологічних та ритмічних ознак [18].

Вейвлет-перетворення забезпечує мультимасштабний аналіз ЕКС з одночасною локалізацією у часовій та частотній областях [44], [47]. Використання вейвлетів сімейства Haar, Daubechies або Symlet дає змогу виявляти характерні особливості QRS-комплексів у специфічних масштабах перетворення, де енергія комплексу досягає максимуму [47]. Детекція R-зубців здійснюється через пошук модульних максимумів вейвлет-коефіцієнтів на масштабах, що відповідають ширині QRS-комплексу (40-120 мс) [44].

Ідентифікація Р-хвиль та Т-хвиль представляє складнішу задачу порівняно з детекцією QRS-комплексів внаслідок їх меншої амплітуди, варіабельної морфології та чутливості до артефактів [48], [49]. Адаптивне

порогування з шаблонним зіставленням використовує попередньо визначені часові вікна відносно R-зубців для локалізації очікуваного положення P-хвиль (перед QRS) та T-хвиль (після QRS) [49].

Метод симетричних точкових фільтрів базується на виявленні локальних симетричних патернів у сигналі, характерних для куполоподібної форми P та T хвиль [48]. Білатеральні фільтри забезпечують збереження меж хвиль при придушенні шумових коливань, що критично важливо для точного визначення початку (onset) та закінчення (offset) хвиль [48].

Точне визначення onset та offset точок морфологічних елементів необхідне для обчислення тривалості інтервалів PQ, QRS, QT та сегментів ST [48], [49]. Методи на основі першої похідної сигналу виявляють різкі зміни нахилу, що відповідають початку та завершенню хвиль [49]. Підхід із використанням другої похідної забезпечує детекцію точок перегину, що часто відповідають межах морфологічних елементів [48].

Сучасні методи застосовують глибокі згорткові нейронні мережі для сегментації ЕКС, які навчаються автоматично виявляти межі хвиль та комплексів з точністю, що перевищує 99% для нормальних комплексів [51], [52]. Гібридні моделі CNN-Transformer поєднують локальну екстракцію ознак згортковими шарами з глобальним контекстним аналізом механізмами уваги (attention), забезпечуючи надійну детекцію навіть при складних аритміях [52].

*Морфологічний аналіз ЕКС* охоплює кількісну оцінку форми, амплітудних характеристик, часових параметрів та геометричних властивостей окремих морфологічних елементів ЕКС [53], [54].

Амплітудні параметри включають вимірювання висоти зубців (P, Q, R, S, T, U) відносно ізолінії, співвідношення амплітуд R/S у грудних відведеннях для оцінки електричної осі серця, та амплітуду зміщення ST-сегменту для діагностики ішемії міокарда [6], [12]. Нормальні діапазони амплітуд суттєво варіюють залежно від віку, статі, конституції та індивідуальних анатомічних особливостей [7], [55].

Часові характеристики включають тривалість інтервалів та сегментів: інтервал PQ (PR) характеризує атривентрикулярну провідність (норма 120-200 мс), тривалість QRS відображає внутрішньошлуночкову провідність (норма 60-100 мс), інтервал QT характеризує сумарну тривалість деполяризації та реполяризації шлуночків [6], [12]. Коригований інтервал QT (QTc) обчислюється з урахуванням частоти серцевих скорочень за формулами Bazett, Fridericia або лінійними методами для усунення залежності QT від RR-інтервалу [56], [57].

Площа під кривою морфологічних елементів відображає електричний заряд, перенесений під час відповідної фази серцевого циклу, та корелює з масою міокарда, що бере участь у деполяризації чи реполяризації [53]. Інтеграція сигналу у межах P-хвилі, QRS-комплексу або T-хвилі здійснюється чисельними методами трапецій або сплайн-інтерполяції [53].

Показники асиметрії та ексцесу характеризують відхилення форми морфологічних елементів від нормального (гаусівського) розподілу [53], [54]. Асиметрія (skewness) кількісно описує симетричність хвилі відносно її зубців, а ексцес (kurtosis) характеризує гостроту або сплюсненість вершини хвилі порівняно з нормальним розподілом [53]. Ці параметри виявляють чутливість до тонких морфологічних змін при різних патологіях.

*Варіабельність морфології* – аналіз міжциклової варіабельності морфологічних параметрів виявляє динамічні зміни електричної активності серця [55], [58]. Альтернація T-хвилі – циклічні зміни морфології або амплітуди T-хвилі в послідовних комплексах – асоційована з підвищеним ризиком шлуночкових аритмій та раптової серцевої смерті [59], [60].

*Ритмічний аналіз ЕКС* спрямований на оцінку часової послідовності серцевих скорочень, виявлення порушень ритму та дослідження механізмів вегетативної регуляції серцевої діяльності [61], [62], [63]. Послідовність RR-інтервалів (тахограма) формується з часових інтервалів між послідовними R-зубцями та представляє динаміку серцевого ритму [38], [64]. Тахограма підлягає попередній обробці для усунення ектопічних скорочень та артефактів

детекції, які можуть суттєво спотворювати подальший аналіз варіабельності серцевого ритму [64].

*Статистичні методи аналізу ВСР.* Часові методи аналізу варіабельності серцевого ритму (ВСР) включають обчислення статистичних характеристик розподілу RR-інтервалів [61], [62]. Основні показники: стандартне відхилення всіх NN-інтервалів (SDNN) відображає загальну варіабельність; корінь квадратний із середнього квадратів різниць послідовних NN-інтервалів (RMSSD) характеризує швидкі зміни ритму, опосередковані парасимпатичною нервовою системою; відсоток пар послідовних NN-інтервалів, що різняться більше ніж на 50 мс (pNN50) є індикатором парасимпатичної активності [61], [63].

*Спектральні методи аналізу ВСР.* Частотний аналіз тахограми за допомогою швидкого перетворення Фур'є (FFT) або параметричних методів (авторегресійне моделювання) виділяє потужність коливань ритму у специфічних частотних діапазонах [37], [65].

*Нелінійні методи аналізу ВСР* – апроксимаційна ентропія (ApEn) та вибіркова ентропія (SampEn) – квантифікують регулярність та складність часових рядів RR-інтервалів, виявляючи чутливість до тонких змін динаміки серцевого ритму при патологічних станах [62], [66]. Діаграми Пуанкаре (точкові графіки  $RR_{(i+1)}$  проти  $RR_{(i)}$ ) відображають короткочасову та довгочасову варіабельність ритму, даючи змогу якісно оцінити структуру коливань [63].

Автоматична класифікація типу серцевого ритму базується на комплексному аналізі регулярності RR-інтервалів, наявності та морфології P-хвиль, співвідношення P:QRS, та морфологічної варіабельності QRS-комплексів [22], [39]. Основні класи ритмів включають: нормальний синусовий ритм, синусову тахікардію/брадикардію, фібриляцію передсердь, тріпотіння передсердь, суправентрикулярні тахікардії, шлуночкові тахіаритмії [22], [39].

*Мультипараметричний аналіз* передбачає одночасне дослідження морфологічних та ритмічних ознак для виявлення складних електрофізіологічних феноменів, що не можуть бути ідентифіковані при ізольованому аналізі окремих компонентів [57], [60].

Альтернація Т-хвилі проявляється як циклічні зміни морфології, амплітуди або полярності Т-хвиль у послідовних серцевих циклах [59], [60]. Мікрровольтна альтернація Т-хвилі (MTWA), що характеризується змінами амплітуди менше 10 мкВ, виявляється спектральними методами або методом модифікованого ковзного середнього [59].

Аналіз взаємозв'язку інтервалу QT з частотою серцевих скорочень (QT/RR залежність) дає змогу виявляти порушення реполяризації шлуночків [57]. У нормі інтервал QT скорочується зі збільшенням ЧСС, проте ця залежність є високо індивідуальною [57].

Для вирішення вказаних задач виникає необхідність аналізу та ідентифікації ймовірнісних розподілів, моментних функцій досліджуваних процесів, які мають циклічний характер, їх використання для прийняття медичних діагностичних рішень, включно з сучасними методами машинного навчання.

*Машинне навчання та штучний інтелект в аналізі ЕКС* революціонізують підходи до ідентифікації та аналізу ЕКС, забезпечуючи автоматичне виявлення складних патернів та діагностичних критеріїв без явної ручної екстракції ознак [21], [39], [67].

Класичні алгоритми машинного навчання оперують з попередньо визначеним набором ознак, екстрагованих з ЕКС: амплітудні та часові параметри морфологічних елементів, статистичні та спектральні характеристики ВСР, коефіцієнти вейвлет-перетворення [53]. Методи класифікації включають дерева рішень, метод опорних векторів (SVM), випадковий ліс (Random Forest), градієнтний бустинг [21]. Ці підходи демонструють високу ефективність при класифікації аритмій, виявленні ішемії міокарда та стратифікації серцево-судинного ризику [21].

Глибокі нейронні мережі здатні автоматично виявляти ієрархічні репрезентації ознак безпосередньо з сирих ЕКС, що усуває необхідність ручного проєктування екстракторів ознак [39], [51], [52]. Згорткові нейронні мережі (CNN) ефективно виділяють локальні морфологічні патерни та інваріантні до зсувів ознаки через операції згортки та підвибірки [51], [52]. Рекурентні нейронні мережі (RNN), зокрема LSTM (Long Short-Term Memory) та GRU (Gated Recurrent Unit), моделюють темпоральні залежності у послідовностях ЕКС, що критично важливо для аналізу динамічних патернів та класифікації тривалих записів [39].

Поєднання CNN для локальної екстракції ознак з Transformer-архітектурами для глобального контекстного аналізу забезпечує найвищу точність класифікації аритмій [52]. Механізми уваги (attention) дають змогу мережі фокусуватися на діагностично значущих фрагментах сигналу, покращуючи інтерпретованість рішень [39], [52]. Методи трансферного навчання дають змогу адаптувати попередньо навчені на великих базах даних моделі до специфічних діагностичних задач з обмеженими навчальними вибірками [68].

Генеративно-змагальні мережі (GAN) використовуються для синтезу реалістичних ЕКС з специфічними патологіями, розширюючи навчальні вибірки та забезпечуючи балансування класів при навчанні класифікаторів [23], [24]. Синтетичні ЕКС зберігають статистичні та морфологічні властивості реальних сигналів, що дає змогу тренувати робастні моделі при обмеженості клінічних даних [24].

Технології пояснюваного штучного інтелекту (XAI), такі як SHAP (SHapley Additive exPlanations) та LIME (Local Interpretable Model-agnostic Explanations), забезпечують інтерпретованість рішень моделей глибокого навчання [69], [70]. Методи XAI виділяють критичні морфологічні та ритмічні ознаки, що впливають на діагностичні висновки, що особливо важливо для клінічної валідації та прийняття алгоритмів у медичній практиці [69], [70].

*Клінічна валідація автоматизованих систем аналізу ЕКС* є необхідною передумовою їх впровадження у медичну практику та вимагає суворого оцінювання на великих, репрезентативних та добре анотованих базах даних [71], [72].

*Стандартизовані бази даних* – публічні бази ЕКС, такі як PhysioNet (MIT-BIH Arrhythmia Database, PTB Diagnostic ECG Database, QTDB), забезпечують стандартизовані набори для розробки та валідації алгоритмів [71]. База PTB-XL містить понад 21000 10-секундних 12-відведених ЕКГ-записів з детальними клінічними анотаціями та є найбільшою публічною базою для навчання та тестування діагностичних алгоритмів [71]. Розширений набір PTB-XL+ додатково надає комплексні електрокардіографічні ознаки, екстраговані експертними системами [71].

Оцінювання ефективності класифікаторів здійснюється через обчислення чутливості (sensitivity, recall), специфічності (specificity), позитивної прогностичної цінності (precision), F1-score та площі під ROC-кривою (AUC-ROC) [39], [72]. Для мультикласової класифікації використовуються макро- та мікро-усереднені метрики або матриці плутанини (confusion matrices) [39]. Критичним є тестування на незалежній вибірці, що не використовувалася при навчанні та підбиранні гіперпараметрів моделі [72].

Оцінка відтворюваності результатів вимагає множинних запусків алгоритму з різними початковими умовами та аналізу варіабельності метрик [72]. Робастність до шумів та артефактів тестується додаванням контрольованих збурень до тестових сигналів: білого гаусівського шуму, дрейфу ізолінії, мережових наведень, м'язових артефактів [72].

*Системи підтримки прийняття клінічних рішень* – інтеграція автоматизованого аналізу ЕКС у клінічну практику реалізується через системи підтримки прийняття рішень (Clinical Decision Support Systems, CDSS), що поєднують кількісні морфо-ритмічні показники з контекстною клінічною інформацією [73], [74].

Ефективні CDSS інтегрують результати автоматизованого аналізу ЕКС (морфологічні параметри, класифікацію ритму, показники ВСР) з даними електронних медичних карт: демографічною інформацією, анамнезом захворювань, результатами лабораторних досліджень, даними інструментальних методів діагностики [73]. Мультимодальна інтеграція забезпечує персоналізовану діагностику з урахуванням індивідуального клінічного контексту пацієнта [70], [73].

Персоналізовані підходи враховують базові електрокардіографічні параметри конкретного пацієнта, що дають змогу виявляти тонкі відхилення від індивідуальної норми, які можуть бути замасковані при використанні популяційних референсних діапазонів [70], [74]. Персоналізоване машинне навчання адаптує діагностичні моделі до специфіки окремого пацієнта на основі його попередніх ЕКГ-записів [70].

### **1.3. Математичні моделі, які використовуються в інформаційних технологіях опрацювання електрокардіосигналів із врахуванням їх циклічних властивостей**

#### **1.3.1. Основні принципи побудови моделей електрокардіосигналів**

Створення ІТ інтелектуального аналізу ЕКС спирається на системний підхід: побудова адекватної математичної моделі ЕКС, формування методології аналізу ЕКС з використанням розробленої моделі, конструювання алгоритмів класифікації діагностичних патернів, впровадження програмно-технічних рішень для практичної реалізації попередньо розроблених компонентів.

До когорти науковців, які здійснили значний внесок у дослідження моделювання та аналізу циклічних сигналів, належать А. Napolitano [75], [76], W. Bennett, W. Gardner, L. Paura, M. Pagano, H. Hurd [77], Я. Драган, Б. Яворський [78], [79], [80], [81], І. Яворський, Р. Юзефович, О. Личак [82], [83],

[84], [85], М. Приймак [86], [87], С. Лупенко [88], [89], [90], [91], [92], [93], [94], Я. Литвиненко, А. Сверстюк [93], [94], Л. Файнзільберг [95], Є. Яворська [96], [97], [98] та ін.

Ефективність автоматизованих алгоритмів аналізу ЕКС у комп'ютеризованих електрокардіографічних комплексах суттєво залежить від коректності використовуваних математичних моделей. Математичні моделі забезпечують теоретичну основу для розуміння механізмів генерації ЕКС, розробки нових методів обробки та інтерпретації діагностичних показників [99], [100].

Класично виокремлюють дві фундаментальні методології побудови математичних моделей ЕКС: формування моделей для опису просторово-часової структури ЕКС та конструювання математичних моделей біофізичних механізмів генерації біоелектричної активності серця. Додатково виділяють детерміновані та стохастичні математичні моделі ЕКС. У роботі [101] наведено детерміновані та стохастичні моделі циклічних сигналів.

### **1.3.2. Детерміновані математичні моделі електрокардіосигналів**

У контексті формування моделей просторово-часової структури ЕКС детерміністичний підхід залишається фундаментальним для опису біофізичних механізмів електричної активності серця. Теоретичні засади генезису ЕКС ґрунтуються на концептуалізації серцевого м'яза як системи просторово розподілених джерел електричного поля, динаміка яких підпорядковується детермінованим закономірностям [99].

Серед детермінованих моделей просторово-часової структури ЕКС виділяють дві основні категорії: періодичні та квазіперіодичні детерміновані функції часу, а також неперіодичні детерміністичні функції з відповідними математичними перетвореннями [88], [100]. Математичний апарат для аналізу таких моделей включає розклади серцевого циклу в ряди Фур'є за різноманітними ортогональними та неортогональними базисними функціями,

а також застосування інтегральних перетворень Фур'є, Гільберта, Карунена-Лоєва та Лапласа [75], [102], [103], [104].

Однак фундаментальним обмеженням детермінованого підходу є неврахування притаманної морфологічним параметрам стохастичності (варіабельності зв'язку, морфологічних змін) та ритмічної структури (варіабельність інтервалу RR, динамічний шум), що значно знижує клінічну інформативність [105].

### **1.3.3. Стохастичні математичні моделі циклічних електрокардіосигналів**

Сучасна парадигма аналізу ЕКС базується на широкому використанні математичного апарату теорії ймовірностей, випадкових процесів та математичної статистики. Стохастичний підхід, на відміну від детермінованого, забезпечує можливість адекватного моделювання реальних електрокардіографічних записів з урахуванням їх імовірнісної природи.

Нижче наведено стислу характеристику зазначених математичних моделей та проаналізовано можливості опису ЕКС на їх основі.

*Векторна модель випадкових величин для опису синхронно зареєстрованих електрокардіографічних відведень.* Фундаментальним підходом до стохастичного моделювання циклічних ЕКС є векторна модель випадкових величин, яка знайшла широке застосування в автоматизованих діагностичних системах аналізу ССЗ. У рамках даної моделі ЕКС представляється як багатовимірний вектор випадкових величин, кожна компонента якого характеризує специфічні морфологічні та часові параметри серцевого циклу. Векторне представлення дає змогу інтегрувати в єдину математичну структуру амплітудні характеристики зубців P, Q, R, S, T, тривалості сегментів PQ, ST, інтервалів RR, QT, а також похідні діагностичні індекси, що забезпечує комплексний опис електричної активності серця [82], [106], [107].

Статистичне оцінювання ймовірнісних характеристик векторної моделі здійснюється шляхом усереднення синфазних компонент ЕКС з різних серцевих циклів. Для кожної дискретної реперної точки кардіоциклу формується вибірка значень з множини аналізованих циклів, на основі якої обчислюються оцінки математичного сподівання, дисперсії, кореляційних моментів та інших статистичних характеристик. Особливого значення в клінічній практиці набули показники варіабельності серцевого ритму (BCP), зокрема середнє значення та стандартне відхилення RR-інтервалів, які широко використовуються як маркери функціонального стану ССС [53].

Однак векторна модель випадкових величин має обмеження, яке стримує її застосування в задачах всебічного аналізу ЕКС. Вона характеризує сигнал виключно в дискретних реперних точках серцевого циклу, визначення яких становить складну обчислювальну задачу, особливо за наявності артефактів, шумів або патологічних змін морфології ЕКС [48].

*Композиційні (адитивні, мультиплікативні, комбіновані) моделі на основі періодичних функцій та стаціонарних випадкових процесів.* У рамках парадигми стохастичної періодичності розроблено композиційні (адитивні, мультиплікативні, комбіновані) моделі ЕКС, які поєднують стаціонарні випадкові процеси  $\{\xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}\}$  ( $\Omega$  – простір елементарних подій) з детермінованими періодичними функціями  $f(t), g(t)$  [89], [90].

Адитивна модель:

$$\xi(\omega, t) = f(t) + \xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}. \quad (1.1)$$

Мультиплікативна модель:

$$\xi(\omega, t) = g(t) \cdot \xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}. \quad (1.2)$$

Комбінована модель:

$$\xi(\omega, t) = f(t) + g(t) \cdot \xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}. \quad (1.3)$$

Адитивна модель (1.1) забезпечує періодичність лише математичного сподівання при сталій дисперсії, що відповідає сигналам із стабільною амплітудною варіабельністю та періодичною зміною середнього рівня. Мультиплікативна модель (1.2) враховує періодичність обох моментних функцій (математичного сподівання та дисперсії), що дає змогу описувати амплітудну модуляцію випадкової компоненти періодичною функцією  $g(t)$ .

Комбінована репрезентація (1.3) інтегрує властивості обох підходів, забезпечуючи більшу гнучкість моделювання шляхом незалежного опису детермінованої складової  $f(t)$  та амплітудної модуляції  $g(t)$  стаціонарного випадкового процесу  $\xi_1(\omega, t)$ .

Моделі (1.1) – (1.3) відзначаються певною обмеженістю та не враховують повного спектру структурних особливостей реальних ЕКС, що перешкоджає досягненню глибини їх опису, необхідної для сучасних наукових і технологічних цілей. Переважно дані моделі використовуються для очищення ЕКГ від шумових складових [44], [45].

*Періодично корельовані випадкові процеси.* Ефективним математичним апаратом для репрезентації циклічних сигналів є теорія періодично корельованих випадкових процесів (ПКВП). Поняття ПКВП вперше введено в праці [108] та незалежно розвинуто в рамках англійської традиції під назвою «cyclostationary processes» [109]. Фундаментальний внесок у розвиток теорії та методів статистичного аналізу ПКВП зробили Hurd H.L. і Miamee A. [110], а також Gardner W.A. [77]. В українській науковій школі ця теорія систематично розвивалась під керівництвом Драгана Я.П. та Яворського І.М. [78], [83], що забезпечило глибоке теоретичне підґрунтя для моделювання коливних систем із періодично змінними статистичними характеристиками. Методи статистичного оцінювання характеристик ПКВП – когерентний та

компонентний – детально розроблено в роботах Яворського І.М. і Юзефовича Р.М. [84], [85].

Випадковий процес  $\xi(\omega, t)$  називається *T-періодично корельованим випадковим процесом* (ПКВП) з періодом  $T > 0$ , якщо його математичне сподівання  $m_\xi(t)$  та кореляційна функція  $R_\xi(t_1, t_2)$  задовольняє таким умовам:

$$m_\xi(t) = m_\xi(t + T), t \in \mathbf{R}, \quad (1.4)$$

$$R_\xi(t_1, t_2) = R_\xi(t_1 + T, t_2 + T), t_1, t_2 \in \mathbf{R}, \quad (1.5)$$

де  $T$  – період корельованості.

Періодичність кореляційної функції за сукупністю аргументів означає, що статистичні властивості процесу повторюються через рівні інтервали часу, що відповідає циклічній природі серцевої діяльності. Для ЕКС період  $T$  відповідає тривалості серцевого циклу, яка, однак, може варіюватися з часом, в залежності від функціонального стану організму та наявності патологій. Модель ПКВП не дозволяє враховувати змін тривалостей серцевого циклу.

Модель ПКВП узагальнює композиційні моделі (1.1)–(1.3) та включає певні класи імпульсних процесів [99]. Перевагами ПКВП-моделі є відносна простота математичного апарату, мінімальні вимоги до апріорної інформації про процес та наявність ефективних методів статистичного оцінювання параметрів [84], [85]. Теорія ПКВП добре розроблена з точки зору спектрально-кореляційного аналізу, що дає змогу використовувати швидкі алгоритми на основі перетворення Фур'є для обробки сигналів. Крім того, циклічний спектральний аналіз виявляється корисним для виявлення прихованих періодичностей у сигналах [77], [102].

Варто зазначити, що класична модель ПКВП вимагає припущення про сталість частоти серцевих скорочень, що справедливо лише протягом короткого проміжку часу. Для подолання цього обмеження Napolitano A.

запропонував розширення – модель *oscillatory almost-cyclostationary process* [75], а Haritoroulos M. з співавторами застосували циклостаціонарний підхід до аналізу ЕКС в умовах сильного МРТ-поля [111]. Ці роботи засвідчують, що циклостаціонарна парадигма залишається продуктивною для аналізу ЕКС, однак потребує розширення для врахування варіабельності ритму.

### **1.3.4. Математичні моделі, що враховують циклічність, стохастичність та варіабельність ритму електрокардіосигналів**

*Вектор стохастичних процесів із зонною часовою структурою.* У роботах [91], [92] представлено фундаментальний математичний підхід до моделювання циклічних ЕКС через вектор стохастичних процесів з різними періодами періодичності, а також розроблено відповідні методи статистичного аналізу. Ці методи базуються на зонній часовій структурі сигналу, що дає змогу врахувати нестабільність та варіабельність часових проміжків між однофазними відліками в різних серцевих циклах ЕКС, завдяки чому вдалося частково усунути явище “розмивання” статистичних характеристик ЕКС.

Зокрема, для виключення ефекту усереднення відліків з різних зон, у кожній окремій реалізації ЕКС виділяються та об’єднуються ідентичні зони в окремі часові функції, які розглядаються як реалізації новосформованих стохастичних процесів:

$$\left\{ \hat{\xi}_i(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in [0, \infty), i = \overline{1, N} \right\}. \quad (1.6)$$

Отже, кожній реалізації ЕКС  $\xi(\omega, t)$  ставиться у відповідність реалізація  $\left\{ \hat{\xi}_{i_\omega}(t), \omega \in \Omega, t \in [0, \infty), i = \overline{1, N} \right\}$  вектора (1.6), яка формується шляхом виокремлення  $i$ -тих зон з кожного серцевого циклу та їх послідовного групування:  $i$ -ті зони наступного  $j$ -го циклу розташовуються одразу після  $i$ -тої

зони попереднього  $(j-1)$ -го серцевого циклу. Цей метод забезпечує збереження часової послідовності фізіологічних подій при одночасному усуненні впливу варіабельності міжциклових інтервалів на статистичні характеристики сигналу.

Компоненти векторного стохастичного процесу (1.6) в роботі [93] інтерпретуються як лінійні  $T_i$ -періодичні стохастичні процеси, що слугують математичними моделями електричних сигналів серця, які генеруються серцевим м'язом виключно протягом відповідних  $i$ -тих фаз. Величина періоду  $T_i$  визначається як математичне сподівання  $\mathbf{M}\{T_i(w)\}$  тривалості відповідної  $i$ -тої зони. Використання такого математичного підходу до моделювання ЕКС забезпечило можливість проведення статистичної обробки окремо для кожної зони реалізації, що дало змогу уникнути небажаного ефекту усереднення значень реалізації ЕКС, що відносяться до її різних зон.

Для підвищення ступеня однорідності відліків зон, що належать до різних серцевих циклів та підлягають усередненню в процесі статистичного оцінювання ЕКС, створено вектори  $T_i$ -періодичних випадкових процесів, що сформовані з відповідних процесів вектора (1.6) через синхронізацію та масштабування відповідних циклів (зон) їх реалізацій [93].

Розширення моделі на векторний випадок має важливе значення для клінічної практики, оскільки дає змогу враховувати просторові характеристики розповсюдження електричного збудження в міокарді. Водночас дана математична модель не брала до уваги наявності стохастичного взаємозв'язку між різними серцевими циклами ЕКС (припускалася стохастична незалежність циклів ЕКС) та досить обмежено відображала його ритмічну організацію, фактично постулюючи її кусково-лінійний характер, що не завжди узгоджується з реальністю.

*Модель циклічного випадкового процесу.* У роботах [90], [93], [94] показано, що циклічні ЕКС можуть бути адекватно представлені шляхом використання циклічного випадкового процесу (ЦВП), оскільки така математична модель разом із розробленими на її базі методами статистичної обробки ЕКС враховує як циклічність і стохастичність їх морфологічної організації, так і варіабельність ритмічної організації електричних сигналів серця.

Запропонований підхід до аналізу ЕКС базується на оцінюванні математичного сподівання циклічного процесу та його спектрального аналізу. Розклад математичного сподівання у ряд Фур'є за допомогою дискретного перетворення Фур'є дав змогу отримати коефіцієнти розкладу, що використовувалися як інформативні ознаки для класифікації функціональних станів ССС. Така стратегія забезпечила ефективне стиснення інформації про морфологію ЕКС та зменшення розмірності простору ознак для задач класифікації.

Водночас, обмеженням даного підходу є зосередженість виключно на аналізі математичного сподівання циклічного процесу без систематичного дослідження варіабельності його морфології. Дисперсія як міра розсіювання значень випадкового процесу відносно його математичного сподівання також є важливою характеристикою, що відображає стабільність морфологічних параметрів ЕКС у межах окремих серцевих циклів та між послідовними циклами. Клінічні дослідження свідчать, що підвищена варіабельність морфологічних характеристик, зокрема альтернація Т-хвилі [59], [60], може бути діагностичною ознакою серцево-судинних подій навіть за відсутності змін середніх значень параметрів.

Аналіз дисперсії ЦВП та її спектральних характеристик може забезпечити додаткову діагностичну інформацію про функціональний стан ССС, що не міститься в характеристиках математичного сподівання. Це обумовлює необхідність розширення аналітичного апарату для роботи з

моделлю ЦВП шляхом включення характеристик варіабельності як окремого об'єкта дослідження.

#### **1.4. Вимоги до математичних моделей та методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів**

Проведений аналіз наукових праць, присвячених ІТ опрацювання ЕКС, виявив значний прогрес у розробці методів автоматизованої діагностики ССЗ. Водночас, детальний аналіз існуючих ІТ та їх математичного базису дає змогу ідентифікувати ряд обмежень, що стримують подальше підвищення ефективності автоматизованого аналізу ЕКС.

Детерміновані моделі (детермінована функція, періодичні та майже періодичні функції) не враховують стохастичну природу ЕКС та не описують його властивості в термінах функцій розподілу, що виключає можливість статистичного аналізу варіабельності морфологічних та ритмічних характеристик.

Векторна модель випадкових величин враховує стохастичність ЕКС, але обмежується дискретними реперними точками серцевого циклу і не забезпечує безперервного опису сигналу як функції часу або фази циклу. Крім того, модель не враховує сегментну зонну структуру серцевого циклу та мінливість ритму.

Композиційні моделі (адитивні, мультиплікативні, комбіновані) та періодично корельовані випадкові процеси забезпечують стохастичний опис циклічних сигналів, але не враховують довільний характер зміни ритму ЕКС (обмежуються фіксованим періодом періодичності) та не відображають сегментну зонну структуру серцевого циклу.

Вектор стохастичних процесів із зонною часовою структурою враховує сегментацію серцевого циклу на функціонально відокремлені зони, але не забезпечує адекватного моделювання змін ритму за довільним законом,

обмежуючись припущенням про кусково-лінійний характер ритмічної організації.

Базова модель ЦВП враховує циклічність, стохастичність, довільний характер зміни ритму та стохастичну залежність між серцевими циклами, проте не відображає сегментну зонну структуру серцевого циклу, що обмежує можливості локалізованого аналізу окремих морфологічних елементів.

Морфологічна варіабельність досліджується епізодично для окремих параметрів, таких як альтернація Т-хвилі [59], зміни амплітуди QRS, або варіабельність морфології у випадкових вибірках комплексів [58]. Ритмічна варіабельність традиційно обмежується аналізом RR-інтервалів у рамках класичного підходу до варіабельності серцевого ритму (BCP) [61], [62], не охоплюючи варіабельність інших часових інтервалів між ідентичними реперними точками різних морфологічних елементів.

Відсутні систематичні методи комплексного дослідження амплітудної варіабельності всіх морфологічних елементів ЕКС як неперервної функції фази серцевого циклу та часової варіабельності всіх типових кардіоінтервалів (PP, QQ, RR, SS, TT).

Отже, розроблення математичних моделей та методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС вимагає введення нових математичних конструкцій – функцій амплітудної та часової варіабельності – для систематичного опису варіабельності ЕКС, а також методів їх ефективного аналізу на основі моделі ЦВП із сегментною зонною структурою.

На основі проведеного аналізу існуючих математичних моделей та методів аналізу ЕКС сформульовано вимоги до математичних моделей та методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС, що розробляються у дисертаційній роботі.

1. Математична модель повинна описувати ЕКС як випадковий процес, що дає змогу характеризувати його властивості в термінах функцій розподілу та моментних функцій вищих порядків.

2. Модель повинна відображати циклічний характер електричної активності серця, забезпечуючи можливість аналізу характеристик окремих серцевих циклів та їх статистичних властивостей.

3. Модель повинна описувати міжциклові кореляційні зв'язки, що відображають залежність електрофізіологічного стану міокарда в поточному циклі від його стану в попередніх циклах.

4. Модель має відображати функціонально відокремлену природу різних фаз серцевого циклу (Р-хвиля, QRS-комплекс, Т-хвиля, ізоелектричні сегменти), забезпечуючи можливість їх окремого аналізу та виявлення локальних патологічних змін.

5. Розроблювані моделі та методи мають включати засоби обчислення та аналізу функцій амплітудної варіабельності морфологічних параметрів та функцій часової варіабельності тривалості окремих фаз серцевого циклу.

6. Розроблювані методи повинні забезпечувати ефективне виділення діагностично значущих ознак з морфологічних та ритмічних характеристик ЕКС для подальшого застосування алгоритмів класифікації на основі машинного навчання.

У табл. 1.1 подано порівняльний аналіз математичних моделей, що використовуються в існуючих підходах та у дисертаційній роботі.

Запропонована у дисертаційній роботі математична модель ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою поєднує переваги існуючих підходів та усуває їх основні недоліки. Модель одночасно враховує циклічність та стохастичність морфологічної структури ЕКС, стохастичну залежність між серцевими циклами і сегментну зонну структуру серцевого циклу. Введення функцій амплітудної та часової варіабельності як самостійних математичних об'єктів забезпечує можливість їх систематичного аналізу для цілей медичної діагностики ССЗ.



## 1.5. Висновки до розділу 1

За результатами огляду літературних джерел сформульовано такі висновки.

1. Проаналізовано базові характеристики ЕКС, які відображають його морфологічні особливості та ритмічний характер, зокрема морфологічну варіабельність та варіабельність серцевого ритму, охарактеризовано їх важливе значення для медичної діагностики серцево-судинних захворювань. Це дало змогу окреслити область застосування розроблених математичних моделей та методів інтелектуального аналізу ЕКС.

2. Розглянуто сучасні інформаційні технології медичної діагностики на основі аналізу ЕКС – від апаратно-програмних комплексів вітчизняних та зарубіжних виробників до методів ідентифікації та аналізу морфологічних і ритмічних характеристик ЕКС із застосуванням машинного навчання та клінічної валідації. Виявлено принципові обмеження існуючих систем: відсутність комплексного аналізу морфологічної та ритмічної варіабельності, використання застарілих алгоритмів інтерпретації та недостатність інструментів для дослідження циклічної структури ЕКС. Це дало змогу обґрунтувати актуальність розроблення нових математичних моделей та методів інтелектуального аналізу ЕКС.

3. Проведено порівняльний аналіз відомих математичних моделей ЕКС – детермінованих, стохастичних та заснованих на теорії циклічних випадкових процесів – в контексті їх придатності для аналізу варіабельності морфологічної та ритмічної структури ЕКС. Встановлено, що жодна з існуючих моделей не забезпечує одночасного врахування циклічності, стохастичності, довільного характеру зміни ритму та сегментної зонної структури серцевого циклу.

4. На основі проведеного аналізу сформульовано вимоги до математичних моделей та методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС, що розробляються у дисертаційній роботі, та визначено постановку наукового завдання дослідження.

## 2. МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ У ВИГЛЯДІ ЦИКЛІЧНИХ ВИПАДКОВИХ ПРОЦЕСІВ У ЗАДАЧАХ АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ

ЕКС є циклічним біомедичним сигналом, що обумовлено повторюваною структурою серцевих скорочень. Для його адекватного математичного моделювання та подальшого аналізу морфологічних і ритмічних ознак у даному розділі застосовується математичний апарат ЦВП. На відміну від моделей періодично-корельованих чи циклостаціонарних процесів, модель ЦВП не вимагає припущення про сталість частоти серцевих скорочень, що суттєво розширює можливості аналізу реальних ЕКС зі змінним ритмом.

Результати, отримані в рамках даного розділу, відображені у публікаціях [121, 122, 124, 131, 132, 133, 135, 136].

### 2.1. Математична модель у вигляді циклічного випадкового процесу

Ключовим поняттям теорії циклічних сигналів є циклічне функціональне відношення, яке формалізує поняття циклу, фази та ритму сигналу [101], [112]. Для будь-якого циклічного функціонального відношення існує єдина структурна функція у адитивній формі  $y(t, n) = t + T(t, n), t \in \mathbf{W}, n \in \mathbf{Z}$ , де  $T(t, n)$  – функція ритму, що характеризує часові проміжки між однофазними значеннями сигналу, що відстоять на  $n$  циклів. Детальні означення та доведення наведено в додатку [B].

Математична модель ЕКС базується на основі теорії випадкових процесів [113], основні характеристики яких наведено у додатку [Г]. Моделі періодично-корельованих та циклостаціонарних випадкових процесів (у яких математичне сподівання, кореляційна функція, моментні функції вищих порядків, функції розподілу є  $T$ -періодичними [77], [114], [115], мають суттєве обмеження: вони вимагають припущення про сталість частоти

серцевих скорочень, що справедливо лише протягом дуже короткого проміжку часу [75], [116]. З цієї причини в дисертаційній роботі застосовується математичний апарат ЦВП.

### 2.1.1. Означення циклічного випадкового процесу

Розглянемо означення та основні властивості циклічних випадкових процесів [101].

*Означення.* Сепарабельний стохастичний процес  $\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}$  називається *циклічним випадковим процесом неперервного аргументу*, якщо існує така функція  $T(t, n)$  (функція ритму), що скінченновимірні випадкові вектори  $(\xi(\omega, t_1), \xi(\omega, t_2), \dots, \xi(\omega, t_k))$  та  $(\xi(\omega, t_1 + T(t_1, n)), \xi(\omega, t_2 + T(t_2, n))), \dots, \xi(\omega, t_k + T(t_k, n)), n \in \mathbf{Z}$ , де  $\{t_1, t_2, \dots, t_k\}$  являє собою множину сепарабельності процесу  $\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}$ , для всіх натуральних  $k \in \mathbf{N}$ , є стохастично еквівалентними в широкому сенсі [101].

При цьому функція ритму  $T(t, n)$  повинна задовольняти певним умовам, що наведені нижче.

Характерною особливістю ЦВП з неперервним аргументом є те, що його узгоджені функції розподілу підпорядковуються співвідношенню [101]:

$$F_{k\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k) = F_{k\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)),$$

$$x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k \in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}, k \in \mathbf{N}.$$
(2.1)

Спираючись на дослідження [89], сформулюємо означення ЦВП з дискретним аргументом. Зазначений дискретний процес слугує математичною моделлю кардіосигналу, реалізації якого представлено у дискретизованій (оцифрованій) формі, що є необхідною умовою для комп'ютерної обробки та аналізу сигналу серцевої діяльності.

*Означення.* Дискретний стохастичний процес  $\xi(\omega, t_{ml}), \omega \in \Omega, t_{ml} \in \mathbf{D}$  визначається як *циклічний дискретний випадковий процес* за умови існування такої дискретної функції  $T(t_{ml}, n)$ , що відповідає вимогам функції ритму, при цьому скінченновимірні вектори  $(\xi(\omega, t_{m_1 l_1}), \xi(\omega, t_{m_2 l_2}), \dots, \xi(\omega, t_{m_k l_k}))$  та  $(\xi(\omega, t_{m_1 l_1} + T(t_{m_1 l_1}, n)), \xi(\omega, t_{m_2 l_2} + T(t_{m_2 l_2}, n)), \dots, \xi(\omega, t_{m_k l_k} + T(t_{m_k l_k}, n)))$ ,  $n \in \mathbf{Z}$ , для всіх цілих  $k \geq 1$  виявляються стохастично еквівалентними в широкому сенсі [89].

Область  $\mathbf{D} = \left\{ t_{ml}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$  являє собою область визначення

дискретного циклічного стохастичного процесу  $\xi(\omega, t_{ml})$ , де  $m$  позначає номер циклу циклічного випадкового процесу, а  $l$  відповідає номеру відліку дискретного випадкового процесу в межах його  $m$ -го циклу.

Відповідно, для дискретного циклічного стохастичного процесу сукупність його функцій розподілу підпорядковується співвідношенню:

$$F_{k\xi}(x_1, \dots, x_k, t_{m_1 l_1}, \dots, t_{m_k l_k}) = F_{k\xi}(x_1, \dots, x_k, t_{m_1 l_1} + T(t_{m_1 l_1}, n), \dots, t_{m_k l_k} + T(t_{m_k l_k}, n)), \quad (2.2)$$

$$x_1, \dots, x_k \in \mathbf{R}, t_{m_1 l_1}, \dots, t_{m_k l_k} \in \mathbf{D}, n \in \mathbf{Z}, k \in \mathbf{N}.$$

Дискретна модель ЦВП є природною формою подання ЕКС в задачах комп'ютерної діагностики, оскільки всі реальні вимірювання здійснюються з деяким кроком дискретизації (зазвичай 250-500 Гц для медичних ЕКС-систем).

### 2.1.2. Функція ритму та її властивості

Функція ритму  $T(t, n)$  є ключовою характеристикою ЦВП, що формалізує поняття темпу (ритму) серцевих скорочень [101]. Вона визначає

закон зміни часових інтервалів між однофазними значеннями в різних циклах циклічного сигналу.

Відповідно до [112], функція ритму  $T(t, n)$  характеризується такими властивостями:

$$1. \begin{cases} T(t, n) > 0, \text{ за умови } n > 0 \text{ (при цьому } T(t, 1) < \infty); \\ T(t, n) = 0, \text{ за умови } n = 0; \\ T(t, n) < 0, \text{ за умови } n < 0, t \in \mathbf{W}. \end{cases} \quad (2.3)$$

2. Для довільних  $t_1 \in \mathbf{W}$  та  $t_2 \in \mathbf{W}$ , що задовольняють умову  $t_1 < t_2$ , функція  $T(t, n)$  підпорядковується строгій нерівності:

$$T(t_1, n) + t_1 < T(t_2, n) + t_2, \forall n \in \mathbf{Z}. \quad (2.4)$$

3. Функція  $T(t, n)$  є мінімальною за модулем ( $|T(t, n)| \leq |T_\gamma(t, n)|$ ) серед усієї множини таких функцій  $\{T_\gamma(t, n), \gamma \in \Gamma\}$ , що задовольняють умови (2.3) та (2.4).

Відповідно до дослідження [117], функція ритму характеризує ритмічну структуру циклічного сигналу, яка з якісної точки зору може бути постійною (стабільною, незмінною, регулярною) або змінюваною (нестабільною). З позицій концепції функції ритму, ритмічний циклічний сигнал або сигнал із постійним ритмом являє собою сигнал, математичною моделлю якого виступає циклічна функція з функцією ритму  $T(t, n) = n \cdot T$ ,  $T = \text{const} > 0$ . Неритмічний циклічний сигнал (сигнал зі змінюваним ритмом) являє собою сигнал, моделлю якого є циклічна функція з функцією ритму  $T(t, 1) \neq \text{const}$ . Циклічну функцію з постійним ритмом називають ритмічною циклічною функцією. Прикладами такої ритмічної функції слугують детерміновані або випадкові періодичні функції.

## 2.2. Математичні моделі циклічних випадкових процесів із урахуванням сегментної структури електрокардіосигналів

### 2.2.1. Сегментна циклічна структура електрокардіосигналів

Узагальнена сегментна структура поділяється на сегментну циклічну структуру та сегментну зонну структуру. При цьому сегментна зонна структура є вкладеною у сегментну циклічну структуру, оскільки вона деталізує (на циклах) сегментну циклічну структуру [118]. ЕКС є циклічним сигналом, кожен цикл якого відповідає повному кардіоциклу – від початку зубця Р до закінчення зубця Т.

Сегментна циклічна структура ЕКС відображає послідовність серцевих скорочень та повністю задається множиною часових відліків  $\hat{\mathbf{D}}_c = \{t_i, i = \overline{1, C}\}$ , де  $t_i$  – момент початку  $i$ -го кардіоциклу,  $C$  – кількість зареєстрованих повних кардіоциклів.

Основні положення ЦВП із сегментною структурою, що використовуються у даному розділі запозичено з [118].

На рис. 2.1 схематично зображено сегментну циклічну структуру ЕКС при реєстрації  $C$  циклів серцевих скорочень. На цьому ж рисунку позначені межі сегментів-циклів через задання початку  $t_i$  та закінчення  $t_{i+1}$  сегмента, а також тривалості сегментів-циклів  $\{T_i, i = \overline{1, C}\}$ .

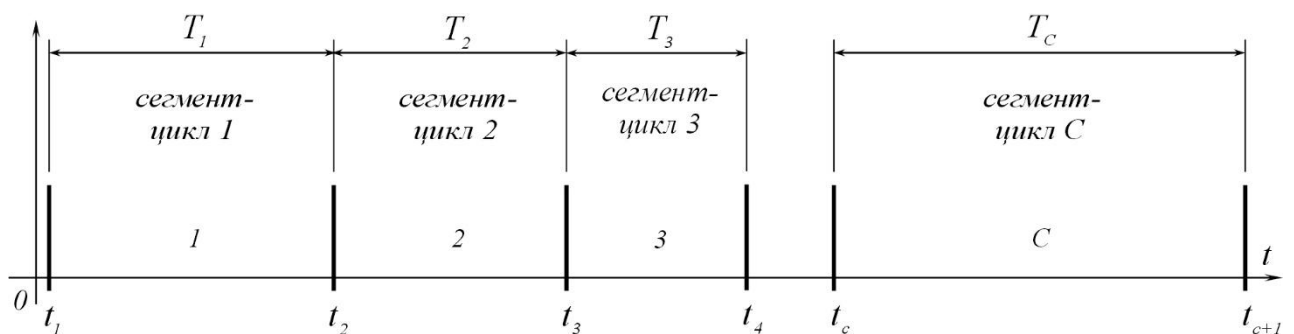


Рисунок 2.1 – Сегментна циклічна структура циклічного ЕКС [118]

Тривалість  $i$ -го кардіоциклу ЕКС визначається через часові відліки початку  $t_i$  та закінчення  $t_{i+1}$   $i$ -го циклу:

$$T_i = t_{i+1} - t_i, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.5)$$

Загальна тривалість ЕКС при  $C$  кардіоциклах визначається:

$$T_\Sigma = \sum_{i=1}^C T_i. \quad (2.6)$$

Для аналогового ЕКС ( $\mathbf{W} = \mathbf{R}$ ) область визначення  $i$ -го сегмента-циклу визначається:

$$\mathbf{W}_i = [t_i, t_{i+1}), \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.7)$$

Для дискретного ЕКС ( $\mathbf{W} = \mathbf{D}$ ) область визначення  $i$ -го сегмента-циклу визначається:

$$\mathbf{W}_i = \{t_{i,l}, l = \overline{1, L}\}, \quad i = \overline{1, C}, \quad (2.8)$$

де  $L$  – кількість дискретних відліків на кардіоциклі; для ЕКС зі стабільним ритмом  $L = const$ .

Область визначення ЕКС  $\mathbf{W}$  дорівнює об'єднанню диз'юнктних областей визначення сегментів-циклів  $\mathbf{W}_i$ :

$$\mathbf{W} = \bigcup_{i=1}^C \mathbf{W}_i, \quad \mathbf{W}_i \cap \mathbf{W}_q = \emptyset, \quad i \neq q, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.9)$$

Слід зазначити, що для ЕКС характерним є змінний ритм серцевих скорочень, що зумовлено фізіологічними особливостями функціонування ССС, зокрема впливом вегетативної нервової системи, дихальними циклами та іншими факторами. Тому тривалості сегментів-циклів  $T_i$  для різних кардіоциклів, як правило, відрізняються, що обумовлює необхідність застосування методів сегментації, які враховують ВСР.

### 2.2.2. Сегментна зонна структура циклічних електрокардіосигналів

Сегментна зонна структура є вкладеною в сегментну циклічну структуру і деталізує її, виділяючи в кожному кардіоциклі  $Z$  морфологічних зон, що відповідають характерним елементам кардіокомплексу (зубці P, Q, R, S, T та сегменти PQ, ST).

На рис. 2.2 схематично зображено сегментну зонну структуру ЕКС при реєстрації  $C$  кардіоциклів та відображені тривалості сегментів-циклів  $\{T_i, i = \overline{1, C}\}$  та тривалості сегментів-зон  $\{T_{ij}, j = \overline{1, Z}, i = \overline{1, C}\}$  [118].

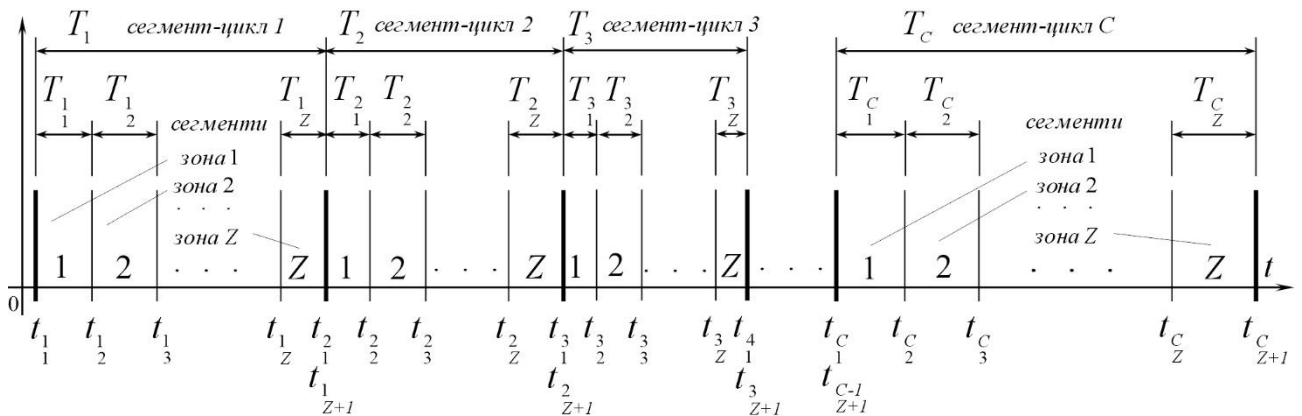


Рисунок 2.2 – Сегментна зонна структура циклічного ЕКС [118]

Сегментна зонна структура задається множиною:

$$\hat{\mathbf{D}}_z = \{t_{ij}, i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}\}, \quad (2.10)$$

де  $t_{i_j}$  – момент початку  $j$ -ї зони в  $i$ -му кардіоциклі.

Момент початку  $j$ -ї зони в  $i$ -му кардіоциклі визначається як:

$$t_{i_j} = t_{i_1} + \sum_{q=1}^{j-1} T_q + \sum_{q=1}^{j-1} T_{i_q}, \quad j = \overline{1, Z}, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.11)$$

Момент закінчення  $j$ -ї зони в  $i$ -му кардіоциклі, визначається через тривалості сегментів-зон у циклі:

$$t_{i_{j+1}} = t_{i_j} + T_{i_j}, \quad j = \overline{1, Z}, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.12)$$

Тривалість  $j$ -ї зони в  $i$ -му кардіоциклі:

$$T_{i_j} = t_{i_{j+1}} - t_{i_j}, \quad j = \overline{1, Z}, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.13)$$

Тривалість  $i$ -го кардіоциклу дорівнює сумі тривалостей усіх сегментів-зон:

$$T_i = \sum_{j=1}^Z T_{i_j}, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.14)$$

Загальна тривалість ЕКС визначається:

$$T_{\Sigma} = \sum_{i=1}^C T_i = \sum_{i=1}^C \sum_{j=1}^Z T_{i_j}. \quad (2.15)$$

Для аналогового ЕКС ( $\mathbf{W} = \mathbf{R}$ ) область визначення  $j$ -ого сегмента-зони в  $i$ -му сегменті-циклі визначається:

$$\mathbf{W}_{i_j} = [t_{i_j}, t_{i_{j+1}}), \quad j = \overline{1, Z}, i = \overline{1, C}. \quad (2.16)$$

Для дискретного ЕКС ( $\mathbf{W} = \mathbf{D}$ ) область визначення  $j$ -го сегмента-зони в  $i$ -му сегменті-циклі визначається:

$$\mathbf{W}_{i_j} = \{t_{i_{j,l}}, l = \overline{1, L_j}\}, \quad L = \sum_{j=1}^Z L_j, \quad i = \overline{1, C}, \quad j = \overline{1, Z}, \quad (2.17)$$

де  $L = const$  – кількість дискретних відліків на кардіоциклі,  $L_j$  – кількість дискретних відліків на  $j$ -му сегменті-зоні.

Область визначення  $\mathbf{W}_i$  найбільшого сегмента, який відповідає  $i$ -му кардіоциклу, дорівнює об'єднанню областей визначення дрібніших сегментів-зон, що не перетинаються:

$$\mathbf{W}_i = \bigcup_{j=1}^Z \mathbf{W}_{i_j}, \quad \mathbf{W}_{i_j} \cap \mathbf{W}_{i_q} = \emptyset, \quad j \neq q, \quad j, q = \overline{1, Z}, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.18)$$

Область визначення ЕКС  $\mathbf{W}$ , що реєструється, дорівнює об'єднанню областей визначення сегментів-циклів  $\mathbf{W}_i$  або об'єднанню областей визначення дрібніших сегментів-зон  $\mathbf{W}_{i_j}$  на циклах, що не перетинаються:

$$\mathbf{W} = \bigcup_{i=1}^C \mathbf{W}_i = \bigcup_{i=1}^C \bigcup_{j=1}^Z \mathbf{W}_{i_j}, \quad \mathbf{W}_{i_j} \neq \emptyset, \quad j = \overline{1, Z}, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.19)$$

Зв'язок між сегментною зонною та циклічною структурами:

$$t_{i_1} = t_i, \quad t_{i+1_1} = t_{i+1}, \quad i = \overline{1, C}. \quad (2.20)$$

На рис. 2.3 наведено зображення типової реалізації ЕКС з позначеною сегментною зонною структурою, де показано два кардіоцикли ( $C = 2$ ) та сім діагностичних зон ( $Z = 7$ ), що відповідають характерним морфологічним елементам: зубцю Р (деполяризація передсердь), сегменту PQ, комплексу QRS (деполяризація шлуночків), сегменту ST, зубцю Т (реполяризація шлуночків) та ізоелектричним ділянкам між ними.

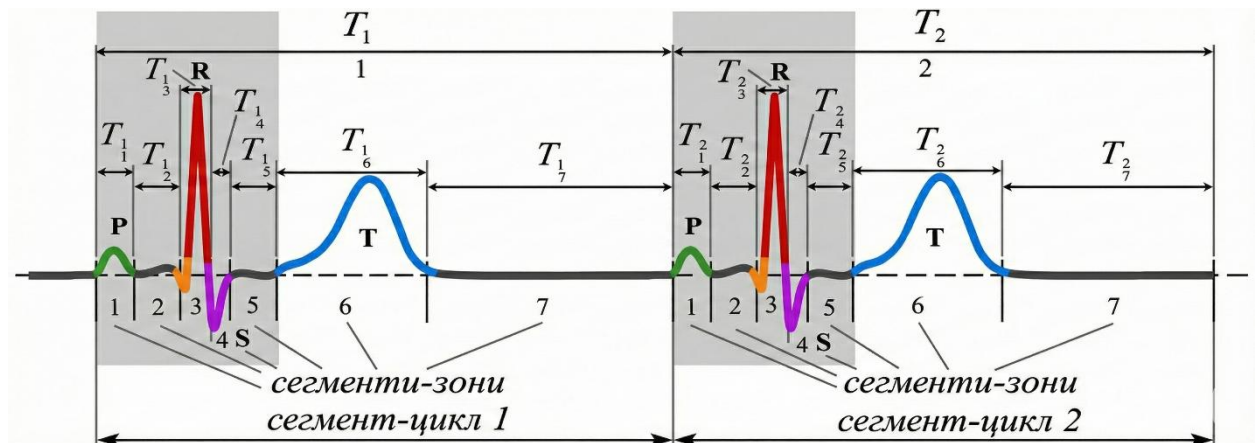


Рисунок 2.3 – Циклічний ЕКС із позначеною сегментною зонною структурою

Сегментна зонна структура ЕКС є важливою для клінічного аналізу, оскільки дає змогу враховувати морфологічні характеристики окремих зубців та інтервалів: форму, амплітуду та тривалість. Ці характеристики мають суттєве діагностичне значення для виявлення ішемії міокарда, аритмій, порушень провідності та інших патологій ССС.

### 2.3. Методи сегментації циклічних електрокардіосигналів

Задача сегментації циклічних ЕКС полягає у встановленні сегментної структури досліджуваного сигналу: множини меж сегментів-циклів  $\mathbf{D}_c = \{t_i, i = \overline{1, C}\}$  або сегментів-зон  $\mathbf{D}_z = \{t_{ij}, i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}\}$  [119]. Без

коректної сегментації неможливо отримати достовірні відомості про ритмічну структуру ЕКС та провести подальший аналіз морфологічних ознак.

Розв'язання задачі сегментації ускладнюється такими факторами: наявністю шуму та артефактів у реальних ЕКС; змінним ритмом серцевих скорочень; варіабельністю морфології кардіокомплексу у різних пацієнтів та різних відведеннях; відсутністю апріорної інформації про точні моменти меж сегментів.

### 2.3.1. Метод сегментації циклічного електрокардіосигналу з урахуванням сегментної циклічної структури

Для циклічного ЕКС, який моделюється детермінованою циклічною числовою функцією дискретного аргументу  $f(t_k)$ ,  $k = \overline{1, K}$  метод сегментації включає послідовні кроки [118].

*Крок 1.* Визначення множини відліків моментів часу  $\tilde{\mathbf{D}}_s = \{t_g, g = \overline{1, G}\}$ , при яких значення ЕКС рівні першому значенню  $f(t_1)$ :

$$t_g = \begin{cases} t_k, f(t_1) = f(t_k) \\ t_k - \text{не приймається, } f(t_1) \neq f(t_k) \end{cases}, \quad k = \overline{1, K}, g = \overline{1, G}, \quad (2.21)$$

де  $G$  – кількість відліків, при яких значення циклічного сигналу рівні першому значенню  $f(t_1)$ ,  $G < K$ ,  $t_g$  – відлік моменту часу, при якому виконалася рівність.

*Крок 2.* Перевірка фазової структури на отриманих сегментах:

$$\hat{t}_g = \begin{cases} t_g, f(t_{1+l}) = f(t_{g+l}), 1 \leq l < g + 1 \\ t_g - \text{не приймається, в іншому випадку} \end{cases}, \quad g = \overline{1, G-1}, \quad (2.22)$$

де  $\hat{t}_g$  – відлік моменту часу, для якого виконалась умова фазової структури;  $l$  – кількість відліків, які відповідають значенням (фазам), для яких проводиться перевірка фазової структури.

Після виконання перевірки формується множина відліків моментів часу  $\mathbf{D}_c = \{\hat{t}_g, g = \overline{1, G}\}$  та визначається кількість сегментів-циклів циклічного сигналу та множина відліків, які відповідають межам циклів  $\mathbf{D}_c = \{\hat{t}_i, i = \overline{1, C}\}$ .

*Крок 3.* Визначення кількості дискретних відліків на циклі. Знаходяться відліки моментів часу, які відповідають межам сегментів-циклів  $\hat{\mathbf{D}}_c = \{\hat{t}_i, i = \overline{1, C}\}$  серед дискретних відліків досліджуваного сигналу  $\mathbf{D} = \{t_k, k = \overline{1, K}\}$ .

Інформація про кількість дискретних відліків на циклі  $L$  прихована в індексах відліків. Для визначення кількості дискретних відліків на циклі вводиться позначення:

$$t_r = t_g, t_q = t_{g+1}, g = \overline{1, G-1}, r, q = \overline{1, K}, r < q. \quad (2.23)$$

Враховуючи отримані індекси дискретних відліків моментів часу досліджуваного сигналу, кількість дискретних відліків на циклі визначається:

$$L = q - r. \quad (2.24)$$

Оскільки апріорно відомо для циклічних сигналів, моделями яких є циклічні функції, що  $L = const$ , то для будь-яких взятих  $t_g$  і  $t_{g+1}$ ,  $g = \overline{1, G-1}$  отриманих індексів  $r, q$  виконуватиметься дана рівність.

Отримавши  $L$  та  $C$ , здійснюється процедура сегментації циклічного сигналу, моделлю якого є детермінована циклічна числова функція дискретного аргументу із сегментною структурою. Також визначається

сегментна циклічна структура  $\mathbf{D}_c = \{\hat{t}_i, i = \overline{1, C}\}$  та, відповідно, область визначення сегментів циклів:

$$\mathbf{W}_i = \{t_{i,l}, l = \overline{1, L}\}, i = \overline{1, C}. \quad (2.25)$$

Після отримання інформації про сегментну структуру визначається дискретна ритмічна структура за відповідними формулами для сегментної циклічної структури. Розглянутий підхід може бути використаний для вирішення задачі сегментації ЕКС на основі його зареєстрованої реалізації.

### 2.3.2. Метод сегментації циклічного електрокардіосигналу з урахуванням сегментної зонної структури

У випадку, коли ЕКС має виражену зонну структуру (наявність зубців Р, Q, R, S, Т та сегментів), задача сегментації ускладнюється необхідністю розрізнення меж кардіоциклів та меж зон. Метод включає такі кроки [118].

*Крок 1.* Аналогічний кроку 1 для циклічної структури – формується  $\mathbf{D}_s = \{t_s, s = \overline{1, S}\}$ , при яких значення ЕКС рівні першому значенню  $f(t_1)$ :

$$t_s = \begin{cases} t_k, f(t_1) = f(t_k) \\ t_k - \text{не приймається, } f(t_1) \neq f(t_k) \end{cases}, \quad k = \overline{1, K}, s = \overline{1, S}, \quad (2.26)$$

де  $S$  – кількість відліків, при яких значення ЕКС рівні першому значенню  $f(t_1)$ ,  $S < K$ ; а  $t_s$  – відлік моменту часу, при якому виконалася рівність.

*Крок 2.* Перевірка фазової структури на сегментах-зонах з урахуванням різної кількості відліків на різних зонах: формуються  $\mathbf{D}_c = \{\hat{t}_g, g = \overline{1, G}\}$  (межі циклів) та  $\mathbf{D}_z = \{t_z, z = \overline{1, Z}\}$  (межі зон):

$$\begin{cases} \hat{t}_g = t_s, & f(t_1 + u) = f(t_s + u), \quad u = \overline{1, U}, \quad g = \overline{1, G} \\ t_z = t_{s+1}, & f(t_1 + u) \neq f(t_s + u), \quad s = s + 1, \quad z = z + 1, \quad u = \overline{1, U}, \quad z = \overline{1, Z - 1} \end{cases}, \quad (2.27)$$

де  $s = \overline{1, S - 1}$ ;  $G$  – кількість відліків, при яких значення ЕКС рівні першому значенню  $f(t_1)$  і фазова структура однакова на відповідних сегментах;  $t_s$  – відлік моменту часу, при якому виконалась початкова умова;  $\hat{t}_g$  – відлік моменту часу, для якого виконалась умова фазової структури;  $u$  – кількість відліків, які відповідають значенням (фазам), для яких проводиться перевірка фазової структури на сегментах.

Таким чином, визначається кількість кардіоциклів  $\mathbf{D}_c = \{\hat{t}_i, i = \overline{1, C}\}$  та множина відліків, які відповідають межам сегментів-зон  $\mathbf{D}_z = \{t_z, z = \overline{1, Z}\}$ .

*Крок 3.* Визначення кількості дискретних відліків на кардіоциклі та кількості відліків на сегментах-зонах. Сегментна зонна структура є вкладеною у сегментну циклічну структуру:

$$\mathbf{D}_s = \{t_s, s = \overline{1, S}\} = \{\hat{t}_i, i = \overline{1, C}\} \cup \{t_z, z = \overline{1, Z}\}. \quad (2.28)$$

Якщо виконується умова для  $i$ -го кардіоциклу  $\hat{t}_i < t_z < \hat{t}_{i+1}$ , то  $z = z + 1$  (початкова умова  $z = 0, i = 1, j = 1$ ), використовуючи відліки, які відповідають межам сегментів-зон:

$$\hat{t}_{i_j} = t_z, \quad z = \overline{1, Z - 1}, \quad j = j + 1, \quad (2.29)$$

де  $Z$  – кількість відліків сегментів-зон.

*Крок 4.* Визначення кількості сегментів-зон на кардіоциклі. Враховуючи визначену кількість відліків зон  $Z$  та кількість визначених кардіоциклів  $C$ , кількість зон на кардіоциклі визначається:

$$Z = \frac{Z}{C} + 1. \quad (2.30)$$

Отримавши кількість сегментів-зон на кардіоциклі  $Z$ , необхідно визначити кількість дискретних відліків на сегменті-зоні: вводиться позначення:

$$t_r = t_{i_j}, \quad t_q = t_{i_{j+1}}, \quad i = \overline{1, C}, \quad j = \overline{1, Z}, \quad r, q = \overline{1, K}, \quad r < q. \quad (2.31)$$

Враховуючи отримані індекси дискретних відліків моментів часу досліджуваного ЕКС, кількість дискретних відліків на  $j$ -му сегменті-зоні визначається:

$$L_j = q_j - r_j, \quad j = \overline{1, Z}. \quad (2.32)$$

Перевірка кількості дискретних відліків на кардіоциклі  $L$  виконується за рівністю:

$$L = \sum_{j=1}^Z L_j. \quad (2.33)$$

Враховуючи відліки визначеної сегментної зонної структури, область визначення сегментів-зон:

$$\mathbf{W}_{ij} = \{t_{ij,l}, l = \overline{1,L}\}, i = \overline{1,C}, j = \overline{1,Z}. \quad (2.34)$$

Для сегментної зонної структури ЕКС множина відліків визначається як  $\mathbf{D}_z = \{t_{ij}, i = \overline{1,C}, j = \overline{1,Z}\}$ ,  $t_1 = t_{i_1}, i = \overline{1,Z}$ , а для сегментної циклічної структури  $\mathbf{D}_c = \{t_i, i = \overline{1,C}\}$ .

Практична реалізація методів сегментації в розроблюваній інформаційній технології аналізу ЕКС детально розглядається у розділі 3.

Після отримання інформації про сегментну структуру визначається дискретна ритмічна структура (ВСР) за відповідними формулами для сегментної циклічної структури та для сегментної зонної структури [118].

*Ритмічна структура ЦВП.* Узагальнена сегментна структура відображає інформацію про межі часових відліків відповідних сегментів-циклів чи сегментів-зон ЕКС. При цьому сегментна циклічна структура  $\mathbf{D}_c = \{t_i, i = \overline{1,C}\}$  пов'язана з відповідною ритмічною циклічною структурою  $\hat{T}(t_i, n)$ ,  $i = \overline{1,C}$ , а сегментна зонна структура  $\mathbf{D}_z = \{t_{ij}, i = \overline{1,C}, j = \overline{1,Z}\}$  – з відповідною ритмічною зонною структурою  $\hat{T}(t_{ij}, n)$ ,  $i = \overline{1,C}, j = \overline{1,Z}$  через їх відліки. Ритмічна структура є формальним описом ритму ЕКС [118].

У більшості практичних задач аналізу ЕКС апріорно нічого не відомо про закономірності зміни неперервної функції ритму на відповідних сегментах. Тому на практиці необхідно проводити її оцінювання. Найпростішим відомим методом оцінювання є кусково-лінійна інтерполяція дискретної функції ритму [120]. Дискретна функція ритму (дискретна ритмічна структура) є вкладеною в неперервну функцію ритму.

Для визначення дискретної ритмічної структури необхідно мати інформацію про межі сегментів-циклів чи сегментів-зон, тобто відомості про відповідну сегментну структуру ЕКС. Для отримання таких відомостей необхідно застосувати методи сегментації.

Отримавши достовірну інформацію про відліки меж сегментів-циклів чи меж сегментів-зон, коректно ідентифікувавши сегментну циклічну структуру  $\mathbf{D}_c = \{t_i, i = \overline{1, C}\}$  чи сегментну зонну структуру  $\mathbf{D}_z = \{t_{ij}, i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}\}$ , можна сформувати дискретну ритмічну структуру ЕКС [118]:

- для сегментної циклічної структури (ритмічна циклічна структура) дискретного ЕКС:

$$T(t_i, n) = t_{i+n} - t_i, \quad i = \overline{1, C}, n \in \mathbf{Z}; \quad (2.35)$$

- для сегментної зонної структури (ритмічна зонна структура) дискретного ЕКС:

$$T(t_{ij}, n) = t_{(i+n)_j} - t_{ij}, \quad i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.36)$$

Для ритмічної структури (неперервної функції ритму), яку можна подати  $T(t, n) = n \cdot T$ , ритм є стабільним; у протилежному випадку, коли  $T(t, n) \neq n \cdot T$ , ритм є змінним [118].

Також справедливе таке твердження: якщо проведено оцінювання ритму і встановлено, що він є стабільним, тобто була визначена величина періоду  $T = const > 0$ , то для такого ЕКС (періодичного сигналу) можна визначити ритмічну структуру, яка буде дорівнювати [118]:

$$T(t, n) = n \cdot T, \quad t \in \mathbf{W}, n \in \mathbf{Z}. \quad (2.37)$$

## 2.4. Математична модель циклічного випадкового процесу із сегментною зонною структурою для інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів

Відповідно до мети дисертаційного дослідження, математична модель ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою покладена в основу розробленої ІТ опрацювання та аналізу ЕКС, яка інтегрує поглиблений рівень аналізу морфологічних і ритмічних ознак на основі апарату ЦВП та експрес-метод кардіодіагностики на основі функцій амплітудної та часової варіабельності [121], [122].

ЦВП довів свою ефективність у обробці циклічних сигналів у медицині [123], [124], оскільки дозволяє одночасно обробляти як морфологічні, так і ритмічні характеристики сигналу шляхом врахування функції ритму. ЦВП дозволяє описувати ЕКС як окремий випадковий процес  $\xi(\omega, t)$  із циклічною структурою та змінним ритмом [125], [126]. Функція ритму  $T(t, n)$  відображає закон змін часових інтервалів між однофазними значеннями процесів і забезпечує стохастичну еквівалентність циклів у широкому сенсі [125], [126], [127].

Опрацювання реалізацій ЕКС на основі ЦВП можливе за умови відомостей про його функцію ритму чи її оцінки. З метою оцінювання функції ритму необхідно враховувати в математичній моделі сегментну циклічну структуру реалізацій процесу. З цією метою представимо математичну модель реалізації ЦВП спочатку у формі (2.38), яка враховує його сегментну-циклічну структуру:

$$\xi_{\omega}(t) = \sum_{i=1}^C f_i(t), t \in \mathbf{W}, \quad (2.38)$$

де  $C$  – кількість сегментів-циклів реалізації ЦВП ЕКС.  $\mathbf{W}$  – область визначення циклічного процесу ЕКС. У даній математичній моделі сегменти-

цикли циклічного процесу визначаються через індикаторні функції (2.39):

$$f_i(t) = \xi_\omega(t) \cdot I_{\mathbf{W}_i}(t), i = \overline{1, C}, t \in \mathbf{W}. \quad (2.39)$$

При цьому індикаторні функції, які виділяють сегменти-цикли, визначаються так:

$$I_{\mathbf{W}_i}(t) = \begin{cases} 1, & t \in \mathbf{W}_i, \\ 0, & t \notin \mathbf{W}_i, \end{cases} \quad (2.40)$$

де  $\mathbf{W}_i$  – область визначення індикаторної функції (для сегментів-циклів), яка у випадку дискретного сигналу, тобто  $\mathbf{W} = \mathbf{D}$ , дорівнює дискретній множині відліків:

$$\mathbf{W}_i = \{t_{i,q}, q = \overline{1, Q}\}, i = \overline{1, C}. \quad (2.41)$$

Сегментна циклічна структура враховується множиною часових відліків  $\{t_i\}$  або  $\{t_{i,q}\}$ ,  $i = \overline{1, C}$ ,  $q = \overline{1, Q}$  – кількість відліків на  $i$ -му циклі. У такій конструкції математичної моделі (2.38) враховано ритм циклічного процесу ЕКС через неперервну функцію ритму  $T(t, n)$ , а саме:

$$I_{\mathbf{W}_i}(t) = I_{\mathbf{W}_{i+n}}(t + T(t, n)), i = \overline{1, C}, n \in \mathbf{Z}, t \in \mathbf{W}. \quad (2.42)$$

Для оцінювання функції ритму  $T(t, n)$  необхідно спочатку визначити сегментну циклічну структуру, тобто знайти  $\hat{\mathbf{D}}_c = \{t_i, i = \overline{1, C}\}$ , що є множиною часових моментів, які відповідають межах сегментів-циклів процесу ЕКС.

З огляду на наявність у межах циклів ЕКС діагностичних ділянок (зон, сегментів), детальніше розглядається математична модель, що враховує як циклічну, так і зонну структуру сигналу:

$$\xi_{\omega}(t) = \sum_{i=1}^C f_i(t) = \sum_{i=1}^C \sum_{j=1}^Z f_{ij}(t), t \in \mathbf{W}. \quad (2.43)$$

В даній математичній моделі сегменти-зони циклічного процесу визначаються через індикаторні функції, тобто:

$$f_{ij}(t) = \xi_{\omega}(t) \cdot I_{\mathbf{W}_{ij}}(t) = f_i(t) \cdot I_{\mathbf{W}_{ij}}(t), i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}, t \in \mathbf{W}. \quad (2.44)$$

При цьому індикаторні функції, які виділяють сегменти-зони, визначаються так:

$$I_{\mathbf{W}_{ij}}(t) = \begin{cases} 1, & t \in \mathbf{W}_{ij}, \\ 0, & t \notin \mathbf{W}_{ij}. \end{cases} \quad (2.45)$$

де  $\mathbf{W}_{ij}$  – область визначення індикаторної функції (для сегментів-зон), яка у випадку дискретного сигналу, тобто  $\mathbf{W} = \mathbf{D}$ , дорівнює дискретній множині відліків:

$$\mathbf{W}_{ij} = \{t_{i,j,q}, q = \overline{1, Q_j}\}, Q_j = \sum_{j=1}^Z Q_j. \quad (2.46)$$

Сегментна зонна структура враховується множиною часових відліків  $\{t_{ij}\}$  або  $\{t_{i,j,q}, q = \overline{1, Q_j}\}$ ,  $i = \overline{1, C}$ ,  $j = \overline{1, Z}$ ,  $q = \overline{1, Q_j}$  – кількість відліків на  $j$ -ій зоні.

У такій конструкції математичної моделі (2.43) також враховано ритм циклічного процесу ЕКС через неперервну функцію ритму  $T(t, n)$ , а саме:

$$I_{\mathbf{W}_{ij}}(t) = I_{\mathbf{W}_{(i+n)_j}}(t + T(t, n)), i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}, n \in \mathbf{Z}, t \in \mathbf{W}. \quad (2.47)$$

Для оцінювання функції ритму  $T(t, n)$  необхідно спочатку визначити сегментну зонну структуру, тобто знайти  $\hat{\mathbf{D}}_z = \{t_{ij}, i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}\}$ , що є множиною часових моментів, які відповідають межам сегментів-зон процесу ЕКС. Застосувавши методи сегментації ЕКС, описаних у роботах [128], [129], отримаємо сегментну структуру.

Таким чином, визначивши сегментну циклічну структуру, знайшовши  $\hat{\mathbf{D}}_c = \{t_i, i = \overline{1, C}\}$ , або сегментну зонну структуру  $\hat{\mathbf{D}}_z = \{t_{ij}, i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}\}$ , можна виконати оцінювання ритмічної структури для сегментної циклічної структури  $\{\hat{T}(t_i, n), i = \overline{1, C}, n \in \mathbf{Z}\}$  та для сегментної зонної структури  $\{\hat{T}(t_{ij}, n), i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}, n \in \mathbf{Z}\}$  відповідно, застосувавши при цьому методи [126], [127].

Оцінивши ритмічні структури, можемо оцінити неперервну функцію ритму  $T(t, n)$  використавши методи, подані в роботах [126], [127].

Оцінивши функцію ритму та застосувавши методи статистичного опрацювання з урахуванням функції ритму [130], отримаємо статистичні оцінки за формулами (2.48) та (2.49):

$$\hat{m}_\xi(t) = \frac{1}{C} \sum_{n=1}^C \xi_\omega(t + T(t, n)), t \in \mathbf{W}_1 = [t_1, t_2], \quad (2.48)$$

де  $t_1, t_2$  – часові відліки, які відповідають початку та закінченню першого сегменту-циклу,  $C$  – кількість циклів.

Оцінка дисперсії:

$$\hat{d}_\xi(t) = \frac{1}{C} \cdot \sum_{n=1}^C [\xi_\omega(t + T(t, n)) - \hat{m}_\xi(t)]^2, t \in \mathbf{W}_1 = [t_1, t_2]. \quad (2.49)$$

Застосувавши методи статистичної обробки до реалізації процесу ЕКС із врахуванням оціненої функції ритму  $T(t,n)$  отримаємо статистичні оцінки математичного сподівання та дисперсії, які будемо використовувати у подальших кроках опрацювання.

## **2.5. Функція амплітудної та часової варіабельності електрокардіосигналів**

Дослідження варіабельності показників амплітуди зубців ЕКС у кожному серцевому кардіоциклі дає змогу виявити приховані патологічні стани при функціонуванні ССС. Застосування методів математичного моделювання дає змогу розробити ефективні методи дослідження амплітудної варіабельності ЕКС на основі її математичної моделі для виявлення додаткових діагностичних ознак ССЗ [131].

### **2.5.1. Математична модель амплітудної варіабельності**

На основі аналізу публікацій з моделювання та класифікації ЕКС запропоновано модель амплітудної варіабельності зубців ЕКС на основі дискретної функції амплітудної варіабельності для діагностування ССЗ, що враховує амплітуди зубців P, Q, R, S і T [131], [132], [133]. Дослідження показників варіабельності амплітуди зубців ЕКС у кожному кардіоциклі дає змогу виявити приховані патологічні зміни у функції ССС. Застосування методів математичного моделювання дозволяє розробити ефективні підходи до виділення нових діагностичних ознак ССЗ на основі математичної моделі амплітудної варіабельності ЕКС.

Далі для позначення номера кардіоциклу використовується індекс  $m \in \mathbf{Z}$  (замість  $i$ , вжитого в попередніх підрозділах при описі сегментної структури), що відповідає позначенням, прийнятим у відповідних публікаціях авторів [124], [131], [132], [133], [134], [135], [136].

Нехай  $\xi(t)$  – ЦВП з функцією ритму  $T(t,n)$ , що використовується в дисертаційному дослідженні як математична модель ЕКС. Вище було охарактеризовано властивості математичної моделі ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою, зокрема, розглянуто метод оцінювання функції ритму, а також ідентифіковано відповідні ритмічні та морфологічні ознаки ЕКС.

Разом з тим, у роботі [101] розглянуто також інший можливий підхід до оцінювання функції ритму ЕКС, а саме, шляхом використання відомостей про ритмокардіограму. Відповідно до [101]: *“Під ритмокардіограмою розуміють дискретний процес, який заданий на скінченній (у теорії – на зліченній) множині моментів часу, що дорівнюють моментам часу, у які фіксуються пікові значення R-зубців електрокардіограми, а значення ритмокардіограми дорівнюють часовим інтервалам між піковими значеннями R-зубців електрокардіограми”*.

У тій же монографії [101] зазначається, що *«... ритмокардіограма може бути проінтерпретована як дискретна функція ритму  $T(\tilde{t}_m, 1)$  електрокардіосигналу, яка вкладає в неперервну  $T(t, 1)$ , і яка отримується із процедури аналізу зонної структури кардіосигналу, а саме, для випадку, коли найдрібнішою його зоною є кардіоцикл. У цьому разі, зонна структура задається множиною  $\mathbf{D}_c = \{\tilde{t}_m, m \in \mathbf{Z}\}$  моментів часу, що відповідають моментам часу, у які фіксуються пікові значення R-зубців електрокардіограми, а дискретна функція ритму  $T(\tilde{t}_m, 1)$  визначається через моменти  $\{\tilde{t}_m, m \in \mathbf{Z}\}$ .»*

Зауважимо, перш за все, що цілочисельні індекси  $m \in \mathbf{Z}$  тут відповідають послідовним кардіоциклам, тобто можна сказати, що  $m$  – «номер» відповідного кардіоциклу. Розвиваючи наведений підхід, введемо такі множини моментів часу, пов’язані із зубцями ЕКС:

–  $\mathbf{D}^{(P)} = \{\tilde{t}_m^{(P)}, m \in \mathbf{Z}\}$  – множина послідовних  $(\tilde{t}_m^{(P)} < \tilde{t}_{m+1}^{(P)}, \forall m)$

моментів часу, що відповідають моментам часу, у які фіксуються пікові (максимальні) значення P-зубців ЕКС;

–  $\mathbf{D}^{(Q)} = \{\tilde{t}_m^{(Q)}, m \in \mathbf{Z}\}$  – множина послідовних  $(\tilde{t}_m^{(Q)} < \tilde{t}_{m+1}^{(Q)}, \forall m)$

моментів часу, що відповідають моментам часу, у які фіксуються пікові (мінімальні) значення Q-зубців ЕКС;

–  $\mathbf{D}^{(R)} = \{\tilde{t}_m^{(R)}, m \in \mathbf{Z}\}$  – множина послідовних  $(\tilde{t}_m^{(R)} < \tilde{t}_{m+1}^{(R)}, \forall m)$

моментів часу, що відповідають моментам часу, у які фіксуються пікові (максимальні) значення R-зубців ЕКС;

–  $\mathbf{D}^{(S)} = \{\tilde{t}_m^{(S)}, m \in \mathbf{Z}\}$  – множина послідовних  $(\tilde{t}_m^{(S)} < \tilde{t}_{m+1}^{(S)}, \forall m)$

моментів часу, що відповідають моментам часу, у які фіксуються пікові (мінімальні) значення S-зубців ЕКС;

–  $\mathbf{D}^{(T)} = \{\tilde{t}_m^{(T)}, m \in \mathbf{Z}\}$  – множина послідовних  $(\tilde{t}_m^{(T)} < \tilde{t}_{m+1}^{(T)}, \forall m)$

моментів часу, що відповідають моментам часу, у які фіксуються пікові (максимальні) значення T-зубців ЕКС.

Таким чином, розвиваючи ідеї [101], можна запропонувати метод оцінювання функції ритму (а також ідентифікації відповідних ритмічних ознак) на основі аналізу множини моментів часу  $\mathbf{D} = \bigcup_{k \in \mathbf{I}} \mathbf{D}^{(k)} = \bigcup_{k \in \mathbf{I}} \{\tilde{t}_m^{(k)}, m \in \mathbf{Z}\}$ , де  $\mathbf{I} = \{P, Q, R, S, T\}$ , а також поєднання множини моментів часу  $\mathbf{D}$  та множини моментів часу, що характеризують сегментну зонну структуру ЕКС.

З іншого боку, у даному дисертаційному дослідженні обґрунтовується можливість використання для кардіодіагностики комплексу морфологічних ознак у вигляді характеристик амплітудної варіабельності зубців ЕКС.

Нехай, як і вище,  $\xi(t)$  – математична модель ЕКС у вигляді ЦВП.

Позначимо  $A_k(m) = \xi(\tilde{t}_m^{(k)})$ ,  $k \in \mathbf{I} = \{P, Q, R, S, T\}$ ,  $m \in \mathbf{Z}$ , – випадкова послідовність (часовий ряд) амплітуд (пікових значень)  $k$ -зубців ЕКС у послідовних кардіоциклах, зокрема:

–  $A_P(m) = \xi(\tilde{t}_m^{(P)})$  – випадкова послідовність амплітуд (пікових значень) Р-зубців ЕКС у послідовних кардіоциклах;

–  $A_Q(m) = \xi(\tilde{t}_m^{(Q)})$  – випадкова послідовність амплітуд (пікових значень) Q-зубців ЕКС у послідовних кардіоциклах;

–  $A_R(m) = \xi(\tilde{t}_m^{(R)})$  – випадкова послідовність амплітуд (пікових значень) R-зубців ЕКС у послідовних кардіоциклах;

–  $A_S(m) = \xi(\tilde{t}_m^{(S)})$  – випадкова послідовність амплітуд (пікових значень) S-зубців ЕКС у послідовних кардіоциклах;

–  $A_T(m) = \xi(\tilde{t}_m^{(T)})$  – випадкова послідовність амплітуд (пікових значень) Т-зубців ЕКС у послідовних кардіоциклах.

З наведеного випливає, що випадкова послідовність  $A_k(m)$  (а тому і означена нижче «функція амплітудної варіабельності») безпосередньо пов'язана із моделлю ЕКС у вигляді ЦВП.

Функцією амплітудної варіабельності (ФАВ) [136] будемо називати випадкову послідовність, означену наступним чином:

$$V_k(m) = A_k(m) - A_k(m-1), \quad k \in \{P, Q, R, S, T\}, \quad m \in \mathbf{Z}, \quad (2.50)$$

де  $A_k(m)$  – амплітуда зубця  $k$ -го типу в  $m$ -му кардіоциклі (мВ);  $A_k(m-1)$  – амплітуда зубця  $k$ -го типу в попередньому валідному кардіоциклі (мВ);  $V_k(m)$  – значення ФАВ зубців ЕКС, що відображає зміну амплітуди зубця  $k$ -го типу між поточним  $m$  та попереднім кардіоциклом ( $m-1$ ).

Відповідно до способу побудови ФАВ та розглянутих властивостей ЦВП, можна стверджувати, що вона є стаціонарною випадковою послідовністю – результати експериментальної перевірки цього твердження методами статистичних гіпотез наведено в наступному розділі. Звідси випливає підхід до ідентифікації інформативних ознак, який полягає у

статистичному аналізу стаціонарної випадкової послідовності: дослідженні властивостей щільності розподілу (гістограмний аналіз, перевірка відповідності розподілу Гауса), кореляційної функції, дисперсії, коефіцієнтів асиметрії та ексцесу.

У випадку, якщо попередній цикл  $(m-1)$  містить артефакт та виключений з обробки, для розрахунку ФАВ використовується останній валідний цикл:

$$V_k(m) = \begin{cases} A_k(m-1) = NaN, & A_k(m) - A_k(p) \\ A_k(m-1) = numeric, & A_k(m) - A_k(m-1) \end{cases}, \quad k \in \{P, Q, R, S, T\}, \quad (2.51) \in \mathbf{Z}$$

де  $p$  – індекс останнього валідного циклу перед  $m$ -м кардіоциклом.

У формулі (2.51) запропоновано загальний механізм обробки артефактних значень. Виявлення артефактів здійснюється на етапі попередньої обробки шляхом порівняння амплітудних значень з адаптивним порогом та аналізу похідної сигналу; цикли, що містять артефакти, позначаються як NaN та виключаються з подальшої обробки. Розрізнення між апаратним артефактом та патологічною екстрасистолюю відбувається на рівні класифікатора за сукупністю ознак ФАВ.

ФАВ  $V_k(m)$  визначена на множині  $\mathbf{I} \times \mathbf{Z}$ , де  $\mathbf{I}$  – множина типів зубців  $\{P, Q, R, S, T\}$ , а  $\mathbf{Z}$  – множина індексів кардіоциклів.

Дана функція характеризується наступними властивостями:

1)  $V_k(m)$  може набувати як додатних, так і від'ємних значень, що відповідає збільшенню чи зменшенню амплітуди зубців від кардіоциклу до  $m$ -го кардіоциклу;

2) для кожного типу  $k$ -го зубця функція  $V_k(m)$  утворює послідовність значень  $\{(A_k(m) - A_k(m-1)), n \in \mathbf{Z}\}$ ;

3) у випадку нормального функціонування ССС значення  $V_k(m)$  мають меншу варіабельність та амплітуду, тоді як при патологічних станах спостерігаються значні відхилення та нерегулярність.

Приклади графічних реалізацій амплітудної варіабельності для зубця Р ( $V_P(m)$ ), зубця R ( $V_R(m)$ ) та зубця Т ( $V_T(m)$ ) пацієнта з діагнозом: умовна норма та пацієнта з діагнозом: екстрасистолія – приведені у додатку Д.

### 2.5.2. Математична модель функції часової варіабельності електрокардіосигналів

Часова функція ритму ефективно описує загальні ритмічні характеристики ЕКС, проте вона не диференціює часові інтервали між різними типами зубців ЕКС, що обмежує можливості виявлення локальних порушень електричної активності серця. Для підвищення діагностичної інформативності ритмічних характеристик окремих зубців авторами розроблено модифіковану функцію часової варіабельності (ФЧВ) з урахуванням моментів досягнення піків зубців ЕКС [124], [133], [135].

Дискретна математична модель ФЧВ з урахуванням моментів досягнення піків зубців ЕКС представлена функцією  $T_{A_k}(m)$ :

$$T_{A_k}(m) = t_{A_k}(m) - t_{A_k}(m-1), \quad k \in \{P, Q, R, S, T\}, \quad m \in \mathbf{Z}, \quad (2.52)$$

де  $t_{A_k}(m)$  – момент досягнення піку зубця  $k$ -типу в  $m$ -му кардіоциклі;  $t_{A_k}(m-1)$  – момент досягнення піку зубця  $k$ -типу в попередньому кардіоциклі ( $m-1$ );  $T_{A_k}(m)$  – значення ФЧВ, що відображає часовий інтервал між моментами досягнення піків зубців  $k$ -типу в поточному  $m$  та попередньому кардіоциклі ( $m-1$ );  $k \in \{P, Q, R, S, T\}$  – типи зубців ЕКС;  $m \in \mathbf{Z}$  – номери циклів.

Приклади графічних реалізацій часової варіабельності для зубців P, R, T  $T_{A_P}(m)$ ,  $T_{A_R}(m)$ ,  $T_{A_T}(m)$  пацієнта з діагнозом: умовна норма та пацієнта з діагнозом: екстрасистолія – приведені у додатку Е.

## 2.6. Висновки до розділу 2

1. Охарактеризовано математичну модель ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою. Модель дає змогу врахувати циклічність та варіабельність ритму ЕКС, його сегментну зонну структуру, випадковий характер варіабельності морфологічної структури ЕКС, властивості якої можуть бути описані в термінах багатовимірних функцій розподілу, моментних функцій і використані для ідентифікації морфологічних ознак ЕКС.

2. Наведено означення та розглянуто властивості ФАВ, що дає змогу здійснювати аналіз приростів амплітуд зубців P, Q, R, S, T ЕКС, ідентифікувати комплекс морфологічних ознак морфологічних ознак ЕКС.

3. Наведено означення та розглянуто властивості ФЧВ, що дає змогу здійснювати аналіз часових інтервалів між моментами досягнення піків зубців ЕКС, ідентифікувати комплекс ритмічних ознак ЕКС.

### **3. ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ МОРФОЛОГІЧНИХ І РИТМІЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ НА ОСНОВІ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ЦИКЛІЧНОГО ВИПАДКОВОГО ПРОЦЕСУ, ФУНКЦІЙ АМПЛІТУДНОЇ ТА ЧАСОВОЇ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ**

У цьому розділі розроблено та обґрунтовано ІТ інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС на основі математичної моделі ЦВП із сегментною зонною структурою, функцій амплітудної та часової варіабельності. Запропоновано та описано структурну схему розробленої ІТ. Запропонована ІТ включає сукупність методів інтелектуального аналізу морфологічних та ритмічних ознак ЕКС, застосування яких базується на основі математичних моделей, що охарактеризовані у попередньому розділі. Представлено результати експериментальної верифікації ІТ на клінічних даних із бази PhysioNet, включаючи аналіз морфологічних і ритмічних ознак при різних кардіологічних патологіях, а також результати частотного аналізу статистичних характеристик ЕКС на основі дискретного перетворення Фур'є. Окремо проведено статистичний аналіз функцій амплітудної та часової варіабельності зубців ЕКС з метою перевірки гіпотез про стаціонарність та нормальність розподілу, що дало змогу обґрунтувати доцільність використання моментів вищих порядків при діагностиці кардіологічних патологій.

Результати, отримані в рамках цього розділу, відображені у публікаціях [122, 131, 132, 133, 134, 136, 140].

#### **3.1. Структура інформаційної технології інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів**

Методи аналізу ЕКС охоплюють *візуальну клінічну інтерпретацію та автоматизовані методи цифрової обробки сигналів і машинного навчання.*

Візуальна клінічна інтерпретація включає візуальну оцінку лікарем і базові алгоритми обробки сигналів, зокрема фільтрацію шумів, детекцію зубців QRS-комплексу та вимірювання інтервалів. Автоматизовані методи цифрової обробки сигналів і машинного навчання ґрунтуються на застосуванні методів цифрової обробки сигналів, машинного навчання та глибокого навчання, що дало змогу автоматизувати діагностику та підвищити її точність. Особливу увагу приділяють також вивченню ВСР як маркера вегетативної регуляції серця.

Поряд з аналізом варіабельності серцевого ритму можна виокремити поняття амплітудної варіабельності ЕКС – зміни амплітуд зубців (P, R, T) від кардіоциклу до кардіоциклу. На відміну від варіабельності серцевого ритму, яка відображає зміни часових інтервалів між скороченнями, амплітудна варіабельність характеризує морфологічні коливання форми ЕКС.

Розроблена ІТ включає структурну схему (рис. 3.1) з блоками попередньої обробки, сегментації, формування функції ритму, статистичної обробки та класифікації. ІТ є комплексною, оскільки інтегрує два рівні аналізу ЕКС. Основний (поглиблений рівень) ґрунтується на математичній моделі ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою, забезпечує повний морфологічний та ритмічний аналіз і призначений для планової детальної кардіодіагностики. Другий (експрес-аналіз) базується на статистичних характеристиках ФАВ та ФЧВ, активується за умови стаціонарності відповідних процесів і орієнтований на швидку діагностику критичних станів (екстрасистоля, фібриляція передсердь) в умовах обмежених обчислювальних ресурсів. Розроблена ІТ складається з взаємопов'язаних функціональних блоків, які реалізують послідовну та паралельну обробку ЕКС.

Опишемо структурну схему запропонованої ІТ інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС.

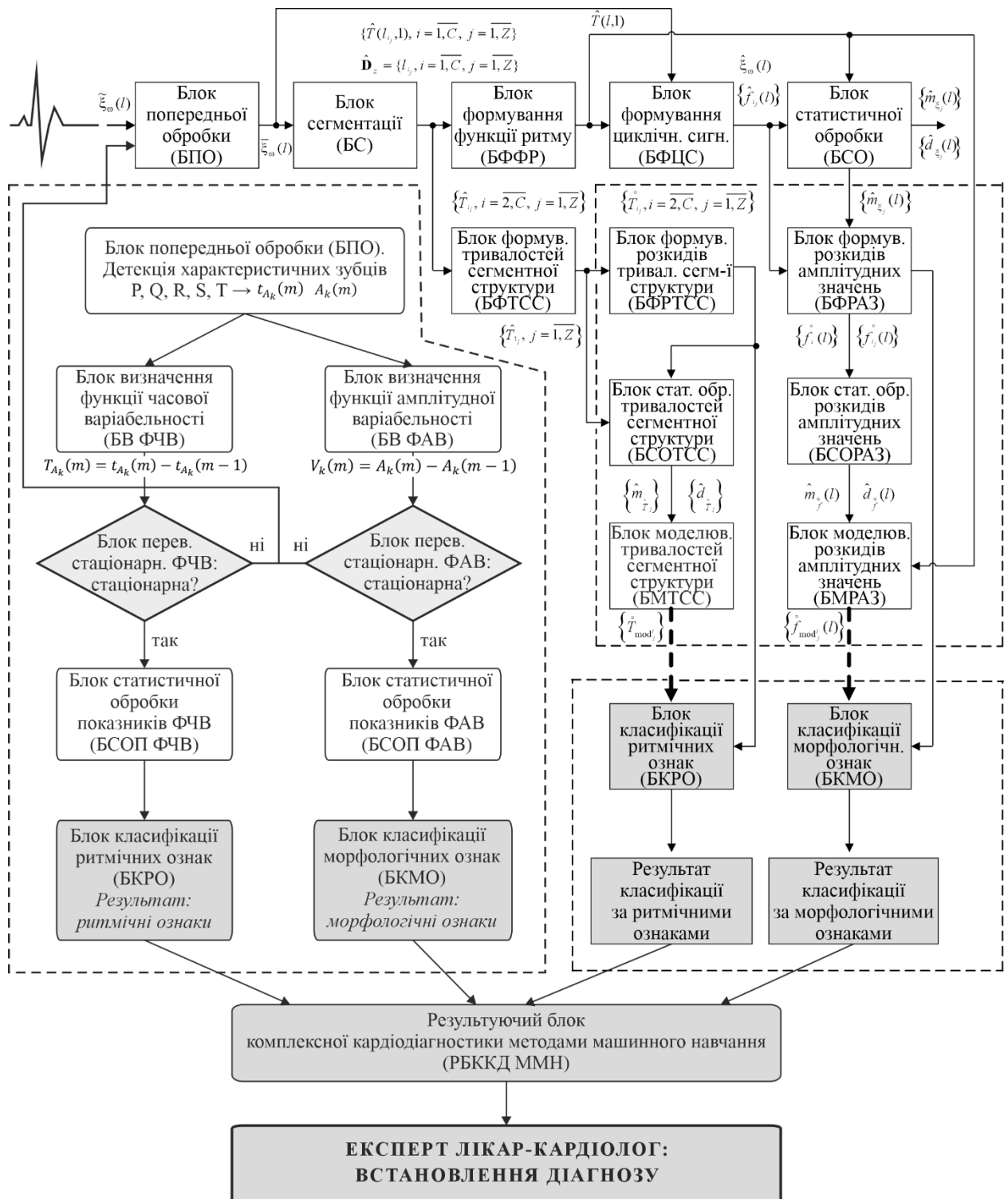


Рисунок 3.1 – Структурна схема інформаційної технології інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС

Оскільки на практиці ЕКС є дискретним, у подальшому часовий аргумент  $t$  замінюється дискретними відліками  $l$ . Таким чином вхідна

реалізація дискретного ЕКС буде задана  $\tilde{\xi}_\omega(l), l = \overline{1, L}$ , де  $l$  – дискретні відліки, а  $L$  – тривалість реалізації ЕКС.

1. Першим етапом опрацювання є блок *попередньої обробки (БПО)*. На даному етапі опрацювання до вхідного ЕКС  $\tilde{\xi}_\omega(l), l = \overline{1, L}$  застосовуються методи усунення тренду та згладжування сигналу: видалення низькочастотного тренду (базового дрейфу) за методом найменших квадратів, прорідження сигналу та високочастотної фільтрації шуму. Результатом є очищений від шумів ЕКС  $\bar{\xi}_\omega(l), l = \overline{1, L}$ , придатний для подальшої сегментації.

2. Другим етапом обробки є блок *сегментації (БС)* – застосувавши методи сегментації ЕКС [129] здійснюється сегментації ЕКС та отримання сегментної зонної структури  $\hat{\mathbf{D}}_z = \{l_{ij}, i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}\}$ . При цьому виконується автоматичне визначення меж циклів і діагностичних зон у межах кожного циклу. Використовуються методи виявлення R-піків, визначення початку R-хвиль і зсуву T-хвилі.

3. Наступним етапом опрацювання є блок *формування функції ритму (БФФР)*. На основі виявленої структури сегмента здійснюється:

- формування ритмічної структури  $\hat{T}(l_{ij}, 1)$ :

$$\hat{T}(l_{ij}, 1) = l_{(i+1)j} - l_{ij}, \quad i = \overline{1, C-1}, j = \overline{1, Z}, \quad (3.1)$$

де  $l_{ij}$  – дискретний відлік моменту початку  $j$ -ї зони в  $i$ -му кардіоциклі, отриманий у результаті сегментації ЕКС,  $C$  – кількість кардіоциклів,  $Z$  – кількість морфологічних зон у кардіоциклі;

- оцінювання функції ритму  $\hat{T}(l, 1)$ , яка апроксимується на основі дискретної оцінки  $\hat{T}(l, 1)$  методом кусково-лінійної інтерполяції [126], [128]:

$$\hat{T}(l,1) \approx \hat{T}(l_{i_j},1) + \frac{\hat{T}(l_{(i+1)_j},1) - \hat{T}(l_{i_j},1)}{\hat{T}(l_{i_j},1)} \cdot (l - l_{i_j}), \quad l \in [l_{i_j}, l_{(i+1)_j}), \quad (3.2)$$

$$i = \overline{1, C-1}, \quad j = \overline{1, Z},$$

де  $l$  – поточний дискретний відлік,  $l_{i_j}$  та  $l_{(i+1)_j}$  – відліки початку  $j$ -ї зони в  $i$ -му та  $(i+1)$ -му (суміжному) кардіоциклах відповідно.

Це дає змогу математично описати нерегулярність серцевого ритму.

4. Блок формування циклічного сигналу (БФЦС) дає змогу отримати за допомогою процедури повторної дискретизації з урахуванням функції ритму такий циклічний сигнал  $\hat{\xi}_\omega(l)$ , кількість відліків якого на кожному сегменті-циклі та сегменті-зоні однакова у всіх циклах. Це забезпечує правильність подальшої статистичної обробки:

$$\hat{\xi}_\omega(l) = \sum_{i=1}^C \hat{f}_i(l) = \sum_{i=1}^C \sum_{j=1}^Z \hat{f}_{i_j}(l), \quad l \in \mathbf{W} = \mathbf{D}. \quad (3.3)$$

Для сегментів-циклів:

$$\hat{f}_i(l) = \hat{\xi}_\omega(l) \cdot I_{\mathbf{W}_i}(l), \quad i = \overline{1, C}, \quad l \in \mathbf{W}. \quad (3.4)$$

Для сегментів-зон:

$$\hat{f}_{i_j}(l) = \hat{\xi}_\omega(l) \cdot I_{\mathbf{W}_{i_j}}(l) = \hat{f}_i(l) \cdot I_{\mathbf{W}_{i_j}}(l), \quad i = \overline{1, C}, \quad j = \overline{1, Z}, \quad l \in \mathbf{W}. \quad (3.5)$$

Область визначення індикаторних функцій для сегментів-циклів  $\mathbf{W}_i = \{l_{i,q}, q = \overline{1, Q}\}, i = \overline{1, C}$ , де  $Q$  – кількість відліків на циклах.

Область визначення індикаторних функцій для сегментів-зон  $\mathbf{W}_{ij} = \{l_{i,q}, q = \overline{1, Q_j}\}$ ,  $Q = \sum_{j=1}^Z Q_j$ ,  $i = \overline{1, C}$ ,  $j = \overline{1, Z}$ .

5. *Блок статистичної обробки (БСО).* Маючи реалізацію циклічного сигналу  $\hat{\xi}_\omega(l)$  або сегменти-цикли  $\hat{f}_i(l)$  чи сегменти-зони  $\hat{f}_{ij}(l)$  можемо застосувати методи статистичного опрацювання. На цьому етапі отримаємо оцінку математичного сподівання ( $\hat{m}_\xi(l)$ ) та оцінку дисперсії ( $\hat{d}_\xi(l)$ ) на циклі ЕКС з урахуванням функції ритму. Оскільки метод передбачає усереднення, враховуючи область визначення першого циклу ЕКС, то для отриманих оцінок, врахувавши сегментну структуру першого циклу ( $l \in \mathbf{W}_1$ ), можемо в межах отриманих оцінок першого циклу виділити сегменти-зони. Ці оцінки характеризують морфологію усередненого циклу та її варіабельність.

Для математичного сподівання:

$$\hat{m}_{\xi_j}(l) = \hat{m}_\xi(l) \cdot I_{\mathbf{W}_{1j}}(l), \quad j = \overline{1, Z}, l \in \mathbf{W}_1. \quad (3.6)$$

Для дисперсії:

$$\hat{d}_{\xi_j}(l) = \hat{d}_\xi(l) \cdot I_{\mathbf{W}_{1j}}(l), \quad j = \overline{1, Z}, l \in \mathbf{W}_1. \quad (3.7)$$

А індикаторна функція буде визначатись наступним чином:

$$I_{\mathbf{W}_{1j}}(l) = \begin{cases} 1, & l \in \mathbf{W}_{1j}, \\ 0, & l \notin \mathbf{W}_{1j}. \end{cases}, \quad j = \overline{1, Z}. \quad (3.8)$$

6. Паралельно з опрацюванням значень циклічного сигналу  $\hat{\xi}_\omega(l)$  опрацюємо тривалості його діагностичних зон (сегментів-зон). *Блок*

формування тривалостей сегментної структури (БФТСС) дає змогу сформувати тривалості усіх сегментів-зон  $\{\hat{T}_{i_j}, i = \overline{2, C}, j = \overline{1, Z}\}$ :

$$\hat{T}_{i_j} = l_{i_{j+1}} - l_{i_j}, j = \overline{1, Z}, i = \overline{1, C}. \quad (3.9)$$

7. Для дослідження тривалостей діагностичних зон будемо використовувати блок формування розкидів тривалостей сегментної структури (БФРТСС).

Для цього використовуємо наступний підхід:

$$\overset{\circ}{T}_{i_j} = \hat{T}_{i_j} - \hat{T}_{1_j}, i = \overline{2, C}, j = \overline{1, Z}, \quad (3.10)$$

де  $\{\hat{T}_{i_j}, i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}\}$  – множина тривалостей зон сегментної зонної структури,  $\{\hat{T}_{1_j}, j = \overline{1, Z}\}$  – множина тривалостей сегментів-зон першого циклу (репрезентативного або еталонного циклу).

8. Для дослідження розкидів амплітудних значень (варіацій амплітудних значень) діагностичних зон будемо використовувати блок формування розкидів амплітудних значень (БФРАЗ).

Для цього отримаємо розкиди амплітудних значень, врахувавши оцінку математичного сподівання:

$$\overset{\circ}{f}_{i_j}(l) = \hat{f}_{i_j}(l) - \hat{m}_{\xi_j}(l), i = \overline{1, C}, j = \overline{1, Z}, l = \overline{1, L}. \quad (3.11)$$

9. Блок статистичної обробки тривалостей сегментної структури (БСОТСС) дає змогу отримати статистичні оцінки математичного сподівання та дисперсії тривалостей сегментів зон.

Оцінка математичного сподівання:

$$\hat{m}_{T_j}^{\circ} = \frac{1}{C} \sum_{i=1}^C T_{ij}^{\circ}, j = \overline{1, Z}. \quad (3.12)$$

Оцінка дисперсії:

$$\hat{d}_{T_j}^{\circ} = \frac{1}{C} \sum_{i=1}^C (T_{ij}^{\circ} - \hat{m}_{T_j}^{\circ})^2, j = \overline{1, Z}. \quad (3.13)$$

10. Блок статистичної обробки розкидів амплітудних значень (БСОРАЗ) здійснює статистичну обробку та формує статистичні оцінки математичного сподівання та дисперсії розкидів амплітудних значень  $\left\{ f_i^{\circ}(l) \right\}$ .

Оцінка математичного сподівання:

$$\hat{m}_f^{\circ}(l) = \frac{1}{C} \sum_{i=1}^C f_i^{\circ}(l + \hat{T}_1), l \in \mathbf{W}_1, \quad (3.14)$$

де  $\hat{T}_1$  – тривалість першого циклу, який визначається:

$$\hat{T}_1 = \sum_{j=1}^Z \hat{T}_{1j}, \quad (3.15)$$

де  $\hat{T}_{1j}$  – тривалості сегментів-зон першого циклу.

Оцінка дисперсії:

$$\hat{d}_f^{\circ}(l) = \frac{1}{C} \cdot \sum_{i=1}^C \left[ f_i^{\circ}(l + \hat{T}_1) - \hat{m}_f^{\circ}(l) \right]^2, l \in \mathbf{W}_1. \quad (3.16)$$

11. Використовуючи блок моделювання тривалостей сегментної структури (БМТСС) моделюємо реалізації тривалостей  $\left\{T_{mod_j^i}\right\}$ .

12. Використовуючи блок моделювання розкидів амплітудних значень (БМРАЗ) моделюємо реалізації розкидів амплітудних значень  $\left\{f_{mod_j^i}(l)\right\}$ . Дані з блоків БМТСС та БМРАЗ будемо використовувати для навчання нейронних мереж на класифікацію приналежності даних до різних класів. В одному випадку до класів норми чи патологій ритму, а в іншому випадку норми чи патологій морфологічного характеру.

13. Блок визначення функції часової варіабельності (БВ ФЧВ). На основі визначених часових позицій зубців  $t_{A_k}(m)$ , отриманих у блоці попередньої обробки, формується ФЧВ:  $T_{A_k}(m) = t_{A_k}(m) - t_{A_k}(m-1)$ ,  $k \in \{P, Q, R, S, T\}$ , де  $t_{A_k}(m)$  – момент досягнення піку  $k$ -го зубця у  $m$ -му кардіоциклі. Функція  $T_{A_k}(m)$  є узагальненням класичного аналізу ВСР на всі зубці ЕКС, а не лише на R-R-інтервали.

14. Блок перевірки стаціонарності ФЧВ (БПС ФЧВ). Перед статистичним аналізом ФЧВ необхідно встановити, чи є досліджуваний процес стаціонарним, оскільки від цього залежить коректність застосування статистичного аналізу ФЧВ як стаціонарного часового ряду. Для перевірки використовуються двовибірковий тест Колмогорова-Смірнова та розширений тест Дікі-Фуллера (ADF) при рівні значущості  $\alpha = 0,05$ .

За результатами перевірки реалізується один із двох маршрутів обробки:

– якщо ФЧВ стаціонарна (гіпотеза стаціонарності не відхиляється за обома тестами)  $\rightarrow$  здійснюється статистична обробка показників ФЧВ у блоці БСОП ФЧВ з подальшою передачею ознак до класифікатора ритмічних ознак (БКРО);

– якщо ФЧВ нестационарна (гіпотеза стаціонарності відхиляється)  
 → для аналізу ритмічних ознак застосовується гілка – основний рівень – на основі моделі ЦВП із сегментною зонною структурою.

15. Блок статистичної обробки показників ФЧВ (БСОП ФЧВ) – виконується лише за умови стаціонарності ФЧВ. Обчислюються оцінки математичного сподівання та дисперсії:

$$\hat{m}_{T_{A_k}} = \frac{1}{C-1} \sum_{m=2}^C T_{A_k}(m), \quad \hat{d}_{T_{A_k}} = \frac{1}{C-1} \sum_{m=2}^C (T_{A_k}(m) - \hat{m}_{T_{A_k}})^2. \quad (3.17)$$

Отримані показники  $\hat{m}_{T_{A_k}}$  та  $\hat{d}_{T_{A_k}}$  слугують вхідними ознаками для блоку класифікації ритмічних ознак (БКРО).

16. Блок визначення функції амплітудної варіабельності (БВ ФАВ). На основі визначених амплітудних значень  $A_k(m)$  зубців формується ФАВ:  $V_k(m) = A_k(m) - A_k(m-1)$ ,  $k \in \{P, Q, R, S, T\}$ , де  $A_k(m)$  – амплітуда  $k$ -го зубця у  $m$ -му кардіоциклі. Функція  $V_k(m)$  відображає міжциклові зміни амплітуди зубців і є принципово новою характеристикою ЕКС, що не зводиться до традиційних показників ВСР.

17. Блок перевірки стаціонарності ФАВ (БПС ФАВ). Аналогічно до ФЧВ, перед статистичним аналізом ФАВ виконується перевірка стаціонарності за допомогою двовибіркового тесту Колмогорова-Смірнова та розширеного тесту Дікі-Фуллера при рівні значущості  $\alpha = 0,05$ .

За результатами перевірки реалізується один із двох маршрутів:

– якщо ФАВ стаціонарна → здійснюється статистична обробка показників ФАВ у блоці БСОП ФАВ з подальшою передачею ознак до класифікатора морфологічних ознак (БКМО);

– якщо ФАВ нестационарна → для аналізу морфологічних ознак застосовується гілка – основний рівень – на основі моделі ЦВП із сегментною зонною структурою.

18. *Блок статистичної обробки показників ФАВ (БСОП ФАВ) – виконується лише за умови стаціонарності ФАВ. Обчислюються оцінки математичного сподівання, дисперсії та моментів вищих порядків:*

$$\hat{m}_{V_k} = \frac{1}{C-1} \sum_{m=2}^C V_k(m), \quad \hat{d}_{V_k} = \frac{1}{C-1} \sum_{m=2}^C (V_k(m) - \hat{m}_{V_k})^2. \quad (3.18)$$

Оскільки для деяких патологій розподіл ФАВ може відхилятися від нормального, додатково обчислюються коефіцієнти асиметрії  $\hat{\gamma}_1$  та ексцесу  $\hat{\gamma}_2$ . Далі показники передаються до блоку класифікації морфологічних ознак (БКМО).

Результуючий блок комплексної кардіодіагностики (РБККД ММН) узагальнює результати обох рівнів аналізу, що підвищує надійність та достовірність автоматизованого діагнозу. Комплексність розробленої ІТ полягає в адаптивній інтеграції двох рівнів: система самостійно визначає, які результати доступні для узагальнення, залежно від статистичних властивостей конкретного ЕКС, не вимагаючи апіорних припущень про природу досліджуваного сигналу.

Розроблена ІТ функціонує як інструмент підтримки прийняття клінічного рішення, а не як автономна діагностична система. Класифіковані ритмічні та морфологічні ознаки ЕКС, сформовані РБККД ММН, надаються лікарю-кардіологу у структурованому вигляді та слугують кількісною основою для встановлення діагнозу. Остаточне діагностичне рішення залишається за лікарем, який об'єднує отримані дані з клінічною картиною пацієнта, анамнезом та результатами інших досліджень. Таким чином, ІТ виконує функцію експертної підтримки, підвищуючи об'єктивність та відтворюваність аналізу ЕКС, але не замінює лікарського судження.

## 3.2. Результати застосування інформаційної технології інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів

### 3.2.1. Експериментальна верифікація інформаційної технології на клінічних даних

Для перевірки ефективності розробленої ІТ проведено експериментальні дослідження на реальних ЕКС пацієнтів із діагностованими порушеннями серцевого ритму [122]. Було обрано дві патології з вираженими порушеннями електричної активності серця: 1) фібриляція передсердь (ФП) та 2) тріпотіння передсердь (ТП) (рис. 3.2).

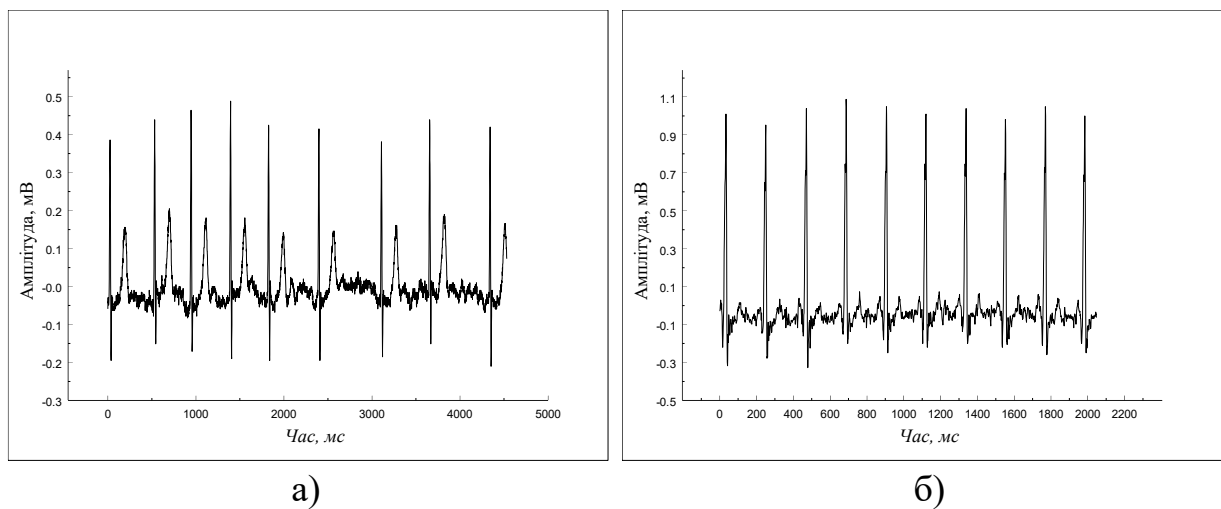
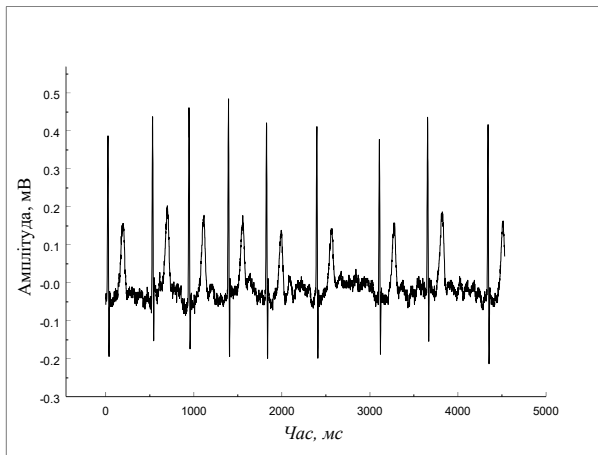


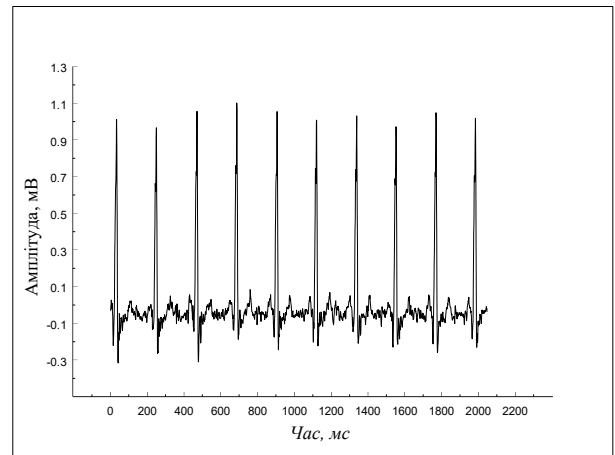
Рисунок 3.2 – Вхідні ЕКС: а) патологія фібриляція передсердь (ФП); б) патологія тріпотіння передсердь (ТП)

Результати видалення тренду (рис. 3.3) підтверджують ефективність застосованого методу найменших квадратів. Для ФП було виявлено низькочастотний тренд з амплітудою до 0,004 мВ (рис. 3.3в), видалення якого стабілізувало базову лінію сигналу. Для ТП тренд має амплітуду в діапазоні від -0,02 до 0,01 мВ (рис. 3.3г). Порівняння сигналів до та після видалення

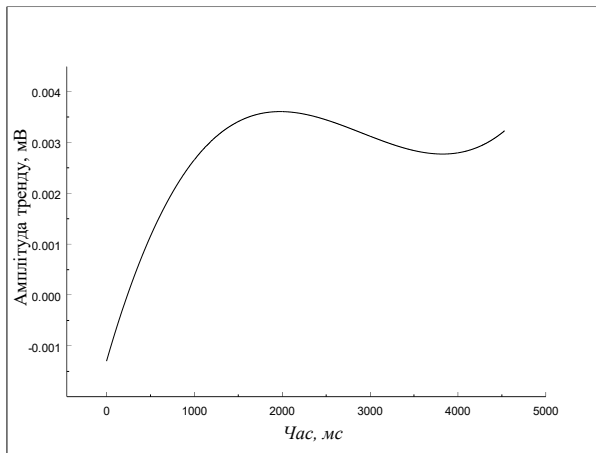
тренду (рис. 3.3а, 3.3б) демонструє успішне усунення повільних коливань базової лінії зі збереженням морфології QRS-комплексу.



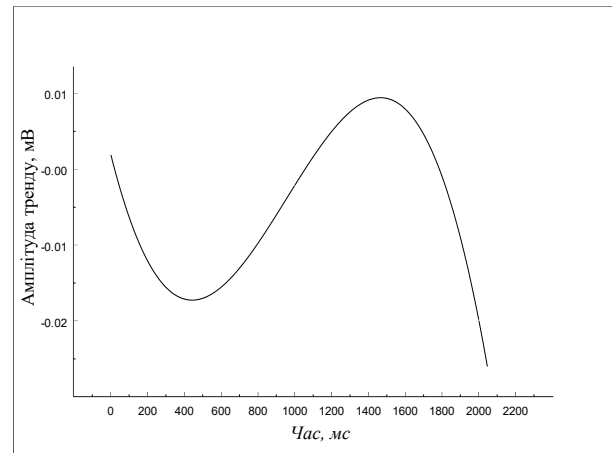
а)



б)



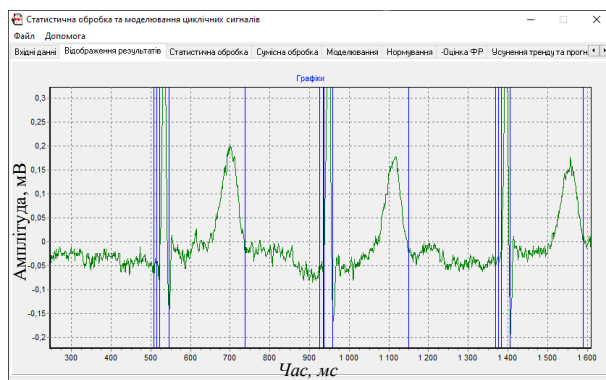
в)



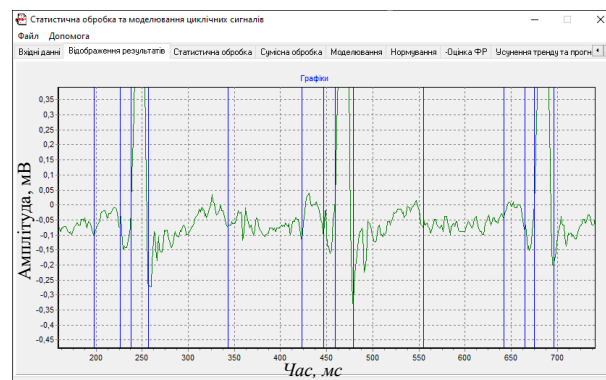
г)

Рисунок 3.3 – Видалення тренду ЕКС: а) ЕКС без тренду – ФП; б) ЕКС без тренду – ТП; в) тренд ЕКС – ФП; г) тренд ЕКС – ТП

Результати автоматичної сегментації (рис. 3.4) демонструють успішне виявлення меж серцевих циклів. На рисунку 3.4а для ФП представлено фрагмент із виділеними сегментами, де помітна значна варіабельність тривалості циклів. Вертикальні лінії позначають межі виявлених діагностичних зон. Для ТП (рис. 3.4б) сегментація показує більш регулярну структуру з рівномірними інтервалами між циклами. Сині вертикальні маркери вказують на точки виявлення характерних елементів ЕКС.



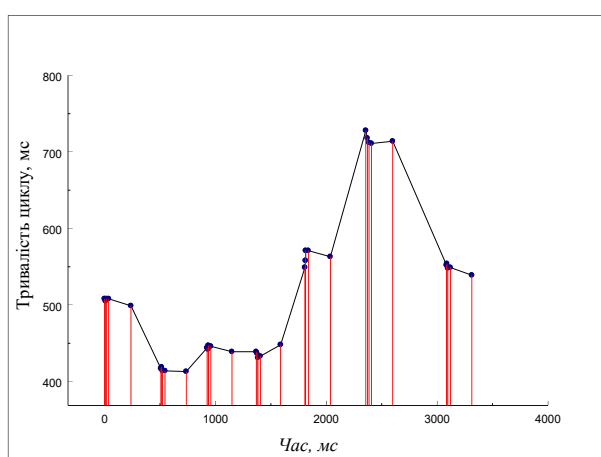
а)



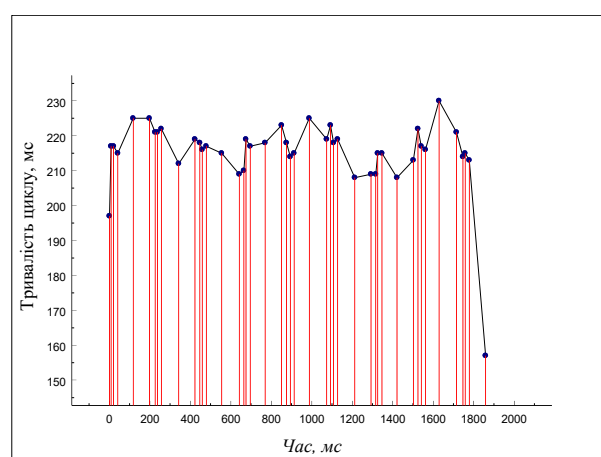
б)

Рисунок 3.4 – Фрагменти сегментації ЕКС: а) патологія ФП; б) патологія ТП

Оцінена функція ритму кількісно характеризує варіабельність серцебиття. Для ФП (рис. 3.5а) функція ритму демонструє значну варіабельність, коливаючись у діапазоні приблизно 400-800 мс згідно з віссю ординат. Спостерігаються різкі переходи між сусідніми значеннями, характерні для хаотичної електричної активності передсердь. Для ТП (рис. 3.5б) функція ритму є значно стабільнішою, перебуваючи у вузькому діапазоні 150-230 мс, з більш плавними коливаннями, що відображають квазіперіодичну природу цієї патології.



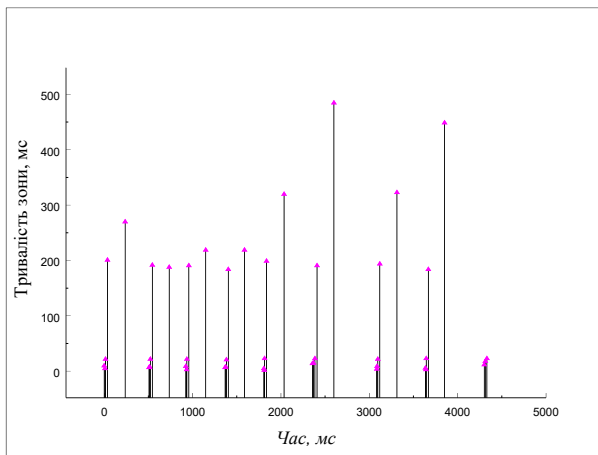
а)



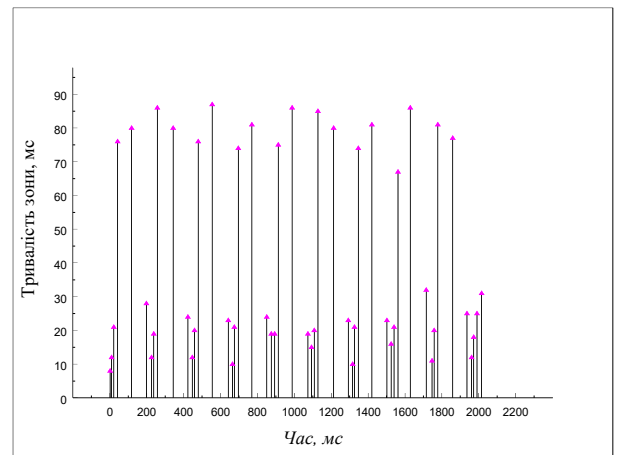
б)

Рисунок 3.5 – Дискретна функція ритму для ЕКС: а) патологія ФП; б) патологія ТП

Аналіз тривалостей сегментної структури виявив значні відмінності між патологіями. При ФП (рис. 3.6а) спостерігається значна варіабельність тривалостей різних зон у діапазоні приблизно від 0 до 500 мс. Присутні як короткі сегменти (менше 100 мс), так і значно подовжені (300-500 мс), що свідчить про нерегулярність структури сигналу. При ТП (рис. 3.6б) тривалості зон перебувають у меншому діапазоні (0-90 мс), демонструючи більшу однорідність та стабільність сегментної структури.



а)



б)

Рисунок 3.6 – Тривалості сегментної структури ЕКС: а) патологія ФП; б) патологія ТП

Результат процедури передискретизації демонструє успішну нормалізацію сигналу. На рис. 3.7а для ФП представлено циклічний сигнал після вирівнювання кількості відліків на всіх циклах. Морфологія QRS-комплексів та інших характерних елементів ЕКС збережена, сигнал має рівномірну часову структуру в межах діапазону від 0 до 4000 мс. Для ТП (рис. 3.7б) виконано аналогічну процедуру в діапазоні 0-1600 мс. Візуальне порівняння з вихідними сигналами підтверджує збереження основних діагностичних ознак при забезпеченні однакової кількості дискретних відліків для кожного циклу, що є необхідною умовою для коректної статистичної обробки в рамках моделі ЦВП.

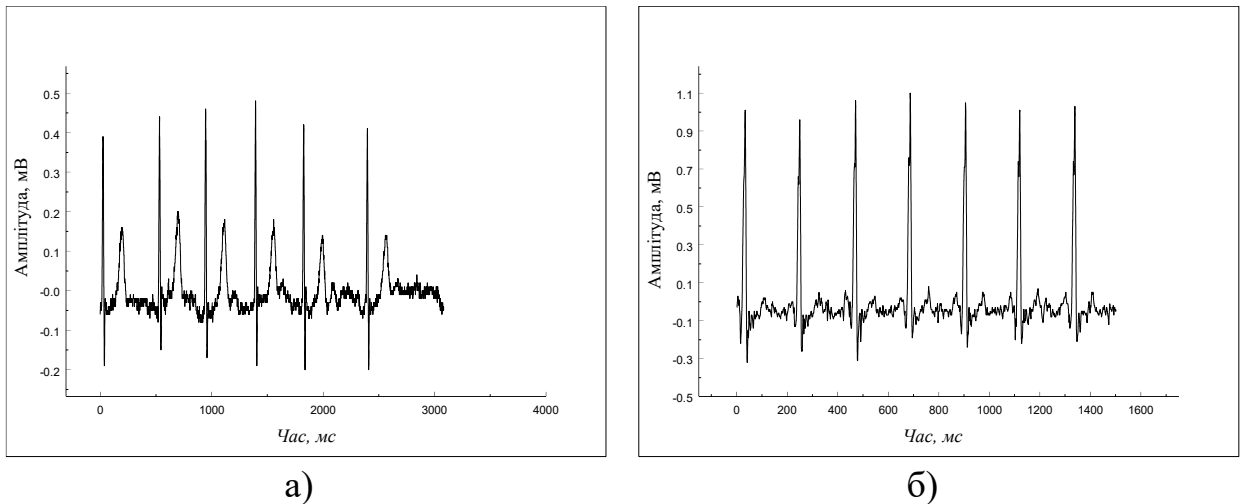


Рисунок 3.7 – Циклічні ЕКС (однакова кількість відліків на кожному циклі): а) патологія ФП; б) патологія ТП

Оцінки математичного сподівання представляють усереднену морфологію циклу для кожної патології. При ФП (рис. 3.8а) усереднений сигнал демонструє характерний патерн з домінуючим позитивним піком близько 0,4 мВ та наступним негативним відхиленням до -0,2 мВ згідно зі шкалою. При ТП (рис. 3.8б) усереднена морфологія показує виражений початковий пік з амплітудою близько 1,0 мВ з наступними коливаннями. Додаткові осциляції, помітні між основними комплексами, можуть відображати високочастотну передсердну активність, характерну для цієї патології.

Аналіз відхилень від усередненої морфології (рис. 3.9) показує амплітуду флуктуацій відносно референтного циклу. При ФП розкиди перебувають у межах  $\pm 0,10$  мВ, при ТП – у ширшому діапазоні  $\pm 0,3$  мВ.

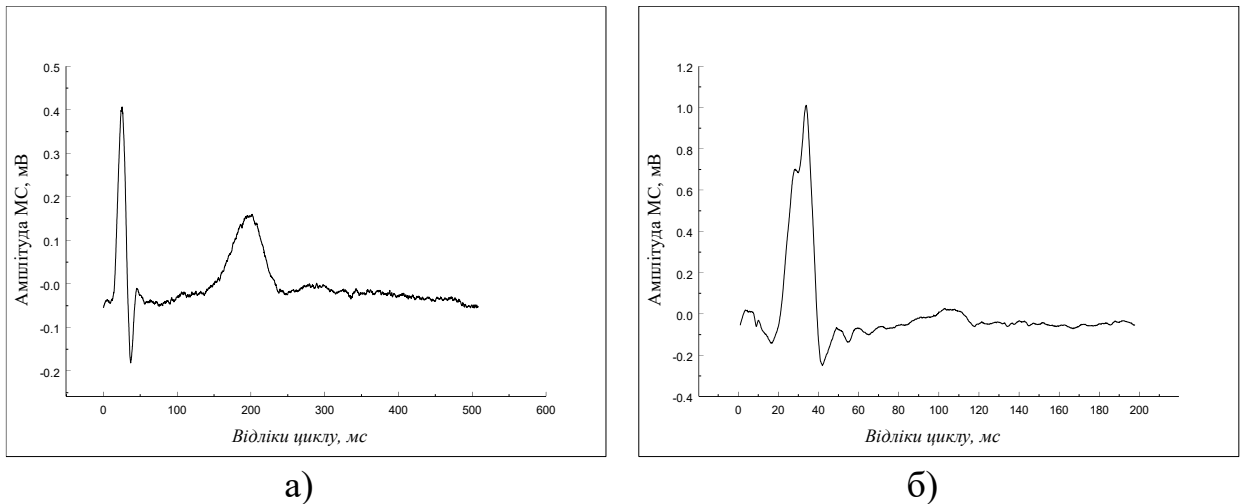


Рисунок 3.8 – Результати статистичної обробки циклічної ЕКС (оцінки математичного сподівання): а) патологія ФП; б) патологія ТП

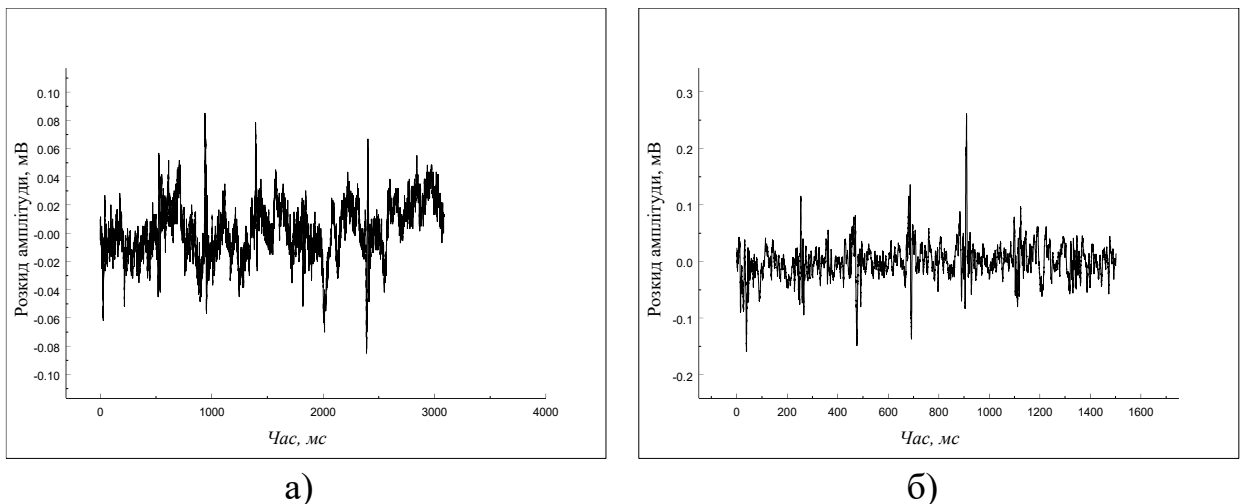


Рисунок 3.9 – Розкиди амплітудних значень («цикли - оцінка математичного сподівання»): а) патологія ФП; б) патологія ТП

Оцінки дисперсії характеризують ступінь варіабельності амплітудних значень відносно усередненої морфології циклу. При ФП (рис. 3.10а) дисперсія розкидів перебуває в межах  $0-0,004 \text{ мВ}^2$  з максимальними значеннями на початку циклу. При ТП (рис. 3.10б) спостерігаються вищі значення дисперсії – до  $0,025 \text{ мВ}^2$ , з вираженим піком на початку запису. Вища дисперсія при ТП свідчить про більшу амплітудну варіабельність, незважаючи на більш регулярний ритм цієї патології.

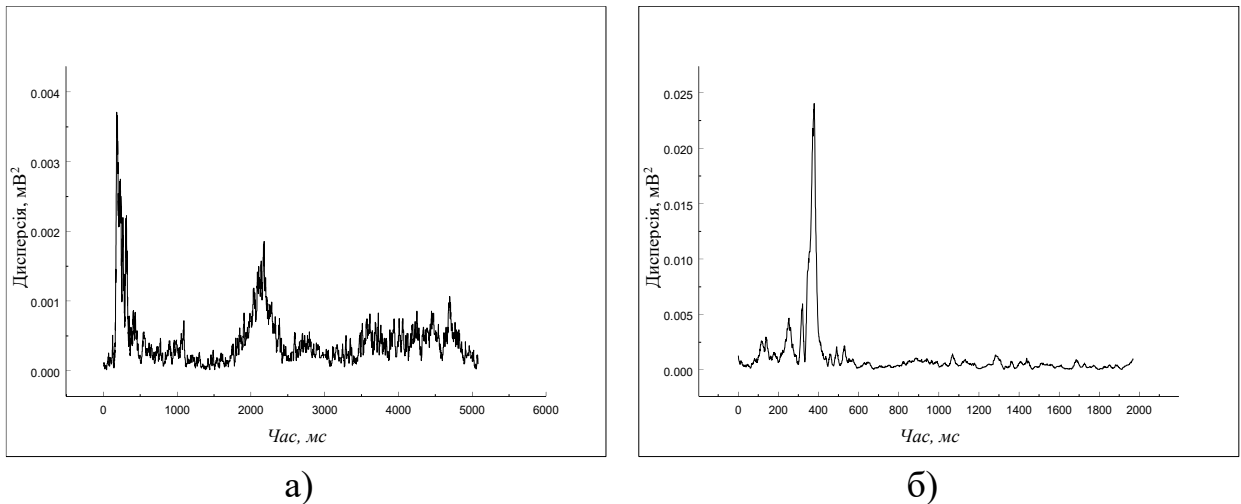


Рисунок 3.10 – Результати статистичної обробки розкидів амплітудних значень ЕКС (дисперсія) («цикли - оцінка математичного сподівання»): а) патологія ФП; б) патологія ТП

Наведемо також результати комп'ютерного імітаційного моделювання ЕКС з використанням розробленої ІТ. Змодельовані реалізації демонструють характер розкидів амплітудних значень для довготривалих записів. При ФП (рис. 3.11а) згенерована реалізація тривалістю до 60000 мс показує флуктуації в межах  $\pm 0,2$  мВ з рівномірним розподілом відхилень протягом усього запису. Стохастичний характер розкидів відповідає хаотичній природі фібриляції. Для ТП (рис. 3.11б) змодельована реалізація (тривалість до 20000 мс) демонструє ширший діапазон флуктуацій – від  $-0,5$  до  $0,5$  мВ, з помітною патерною структурою, що може відображати квазіперіодичну природу цієї аритмії.

Дисперсія змодельованих даних підтверджує адекватність генерації синтетичних реалізацій. Для ФП (рис. 3.12а) дисперсія моделі перебуває в межах  $0-0,004$  мВ<sup>2</sup> з характерним початковим піком та наступною стабілізацією, що узгоджується з дисперсією реальних даних (рис. 3.10а). При ТП (рис. 3.12б) дисперсія досягає  $0,06$  мВ<sup>2</sup> з вираженим максимумом на початку, що також відповідає патерну реальних даних, хоча й з дещо вищими абсолютними значеннями. Порівняння дисперсій реальних та змодельованих даних вказує на здатність запропонованої моделі відтворювати основні статистичні властивості амплітудної варіабельності у досліджуваних патологіях.

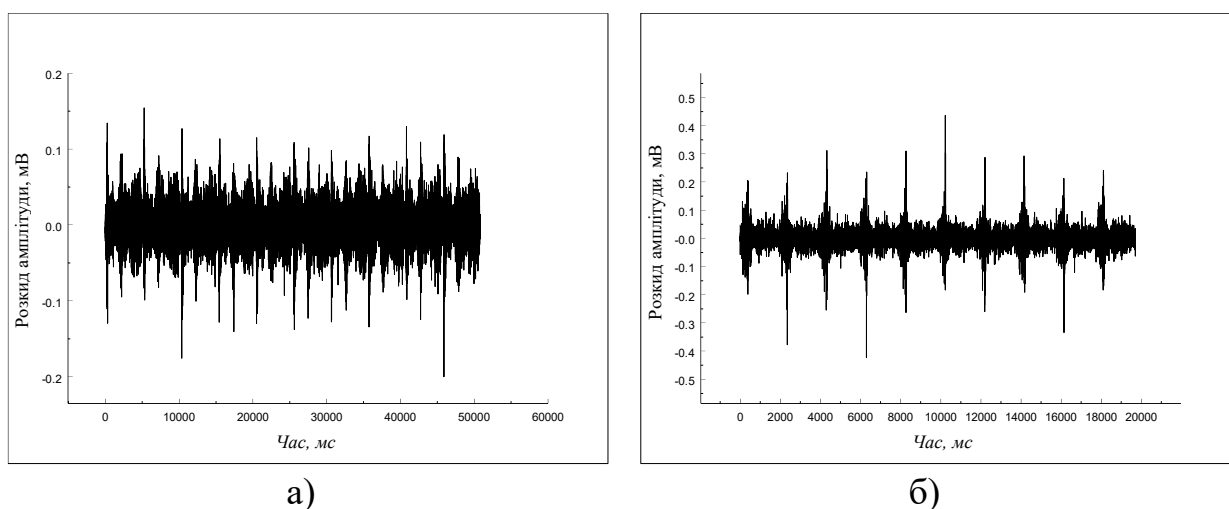


Рисунок 3.11 – Результати комп'ютерного моделювання розкидів амплітудних значень ЕКС (цикли - оцінка математичного сподівання): а) патологія ФП; б) патологія ТП

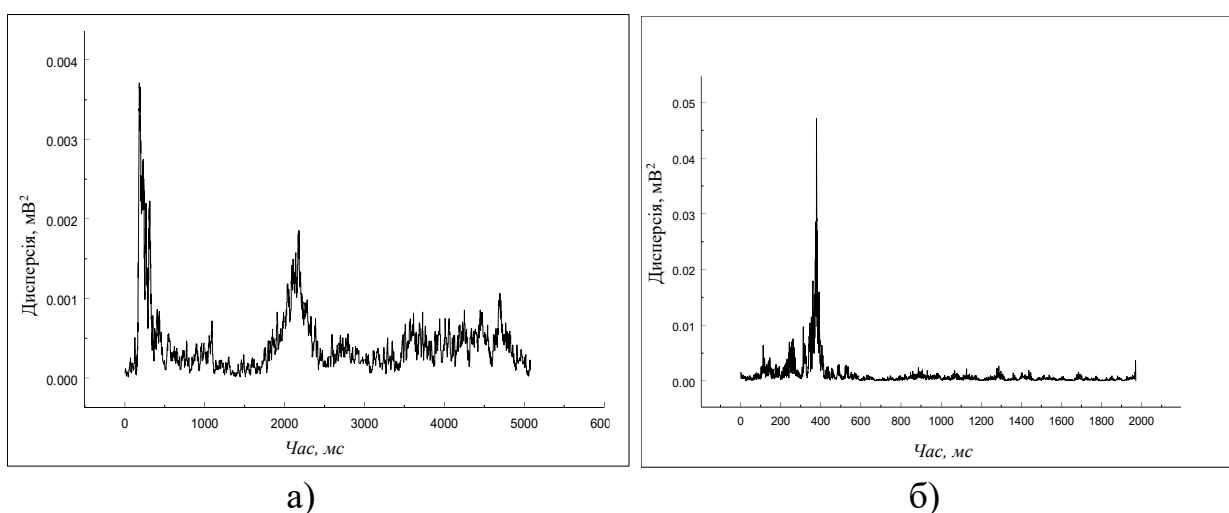


Рисунок 3.12 – Результати оцінювання дисперсії статистичних характеристик комп'ютерного моделювання розкидів амплітудних значень ЕКС (цикли - оцінка математичного сподівання): а) патологія ФП; б) патологія ТП

Оцінювання похибок моделювання розкидів амплітудних значень ЕКС виконується за формулою:

$$\Delta(l) = |d(l) - d_{mod}(l)|; \quad \delta(l) = \frac{\Delta(l)}{d_{mod}(l)}, \quad (3.19)$$

де  $\Delta(l)$  – абсолютне значення похибки;  $\delta(l)$  – відносне значення похибки.

Результати отриманих абсолютних та відносних похибок представлено на рис. 3.13.

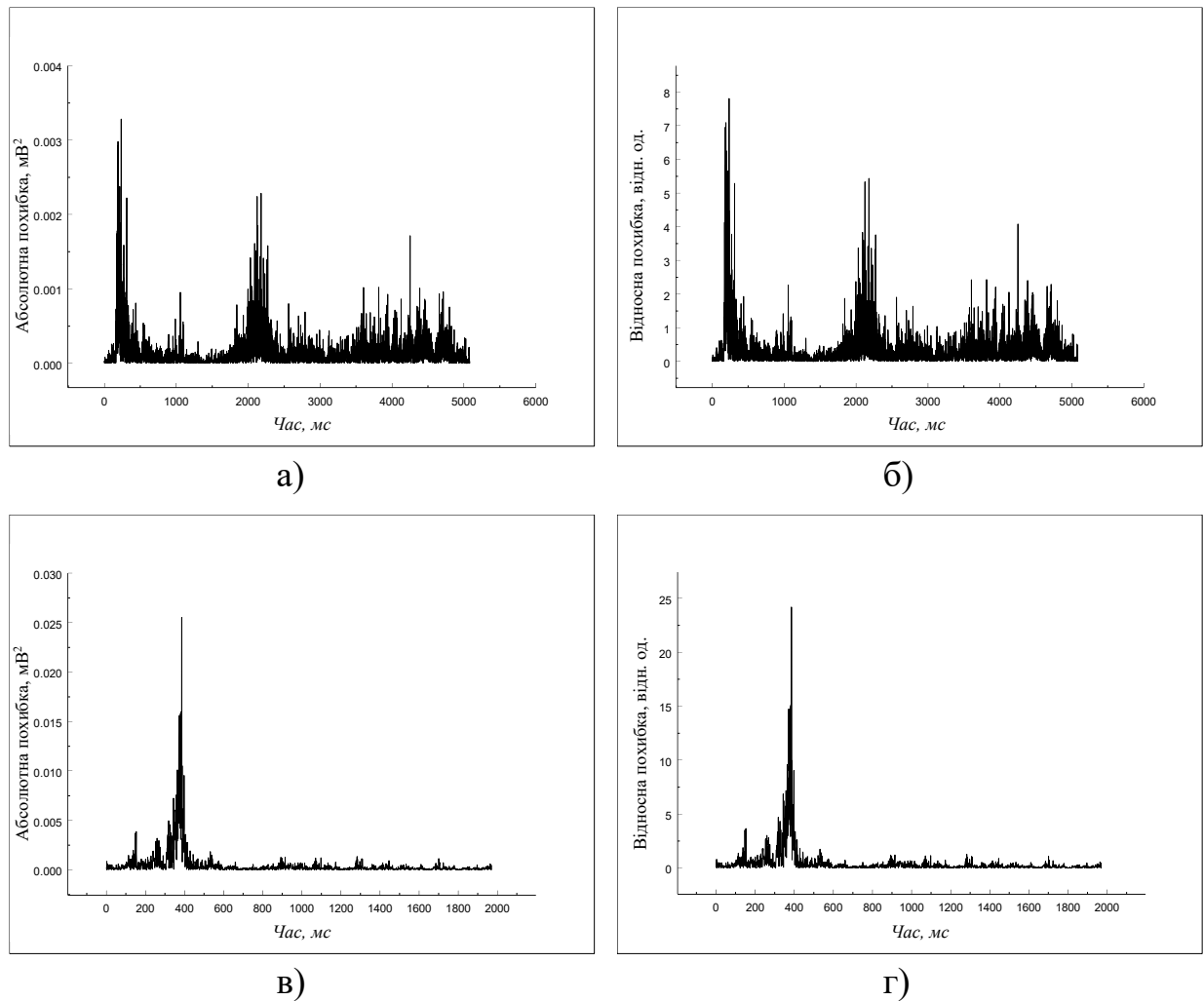


Рисунок 3.13 – Результати обчислення похибок різниць оцінок дисперсії: а) абсолютна, б) відносна (патологія ФП); в) абсолютна, г) відносна (патологія ТП)

Аналіз похибок моделювання дає змогу оцінити точність відтворення статистичних характеристик амплітудної варіабельності. Для ФП абсолютна

похибка (рис. 3.13а) переважно перебуває в межах 0-0,004 мВ<sup>2</sup> з поодинокими піками до 0,006 мВ<sup>2</sup> на початку запису. Відносна похибка (рис. 3.13б) демонструє більшу варіабельність – від 0 до 8 одиниць, з максимальними значеннями у початковій частині, що може бути пов'язано з перехідними процесами моделювання або малими значеннями дисперсії у знаменнику при обчисленні відносної похибки. Для ТП абсолютна похибка (рис. 3.13в) досягає вищих значень – до 0,035 мВ<sup>2</sup>, з вираженим піком на початку та наступним зменшенням до базового рівня близько 0,005 мВ<sup>2</sup>. Відносна похибка (рис. 3.13г) також демонструє максимум на початку (до 25 одиниць) з наступною стабілізацією на рівні близько 5 одиниць.

### **3.2.2. Результати частотного аналізу статистичних характеристик електрокардіосигналів**

Вище охарактеризовано методологію статистичного аналізу ЕКС на основі моделі циклічного випадкового процесу із сегментною зонною структурою. Зокрема, показано як оцінити функцію ритму досліджуваного процесу, а тоді побудувати оцінки математичного сподівання та дисперсії в межах циклу. Розмірність  $L$  (тривалість циклу у відліках) цих оцінок може бути досить великою. У цьому пункті розглядається застосування дискретного перетворення Фур'є для аналізу спектральних патернів, а також зменшення розмірності та ідентифікації невеликого числа значимих коефіцієнтів розкладу векторів математичного сподівання та дисперсії ЕКС, які можуть бути використані для задач діагностики [133].

Результати частотного аналізу статистичних характеристик ЕКС на основі дискретного перетворення Фур'є наведено в додатку [Ж].

Проведений аналіз виявив характерні спектральні патерни для різних типів кардіологічних патологій: морфологічні патології (БЛНПГ) характеризуються значним зростанням спектральних коефіцієнтів математичного сподівання (у 2,2-5,1 рази порівняно з нормою), тоді як

ритмічні патології (екстрасистолія) – значним зростанням коефіцієнтів дисперсії (у 22,5-23,2 рази).

### **3.3. Результати експериментальних досліджень статистичних характеристик функцій амплітудної та часової варіабельності**

#### **3.3.1. Статистична валідація математичної моделі функції амплітудної варіабельності**

Для валідації запропонованої в п. 2.5.1 математичної моделі та оцінки її придатності для подальшого діагностичного аналізу проведено комплексне статистичне дослідження властивостей ФАВ  $V_k(m)$ . Статистичний аналіз включав наступні критично важливі аспекти: аналіз статистичних характеристик, перевірку стаціонарності процесу та аналіз відповідності нормальному розподілу.

Для статистичної валідації моделі використано ЕКС із загальнодоступної бази даних PhysioNet – міжнародного репозиторію фізіологічних сигналів [137].

*Порівняльний аналіз статистичних характеристик функції амплітудної варіабельності при різних типах серцево-судинних захворювань.* Для кількісного обґрунтування діагностичної цінності ФАВ проведено порівняльний статистичний аналіз між групами пацієнтів з різними кардіологічними станами [131], [132]. Аналіз виконано на двох рівнях: порівняння норми з екстрасистолією (для зубців P, R, T) та порівняння шести діагностичних категорій з бази PhysioNet [138], [139].

Результати статистичного аналізу ФАВ для зубців P, R і T при діагнозі умовна норма та екстрасистолія представлені в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Статистичний аналіз ФАВ для зубців Р, R, Т при діагнозі умовна норма та екстрасистолія

Показник	Р (норма)	R (норма)	Т (норма)	Р (екстр.)	R (екстр.)	Т (екстр.)
Середнє значення $\mu_V$ , мВ	0,0008	0,0002	-0,0001	0,015	0,032	0,014
Середнє квадратичне відхилення $\sigma_V$ , мВ	0,05	0,01	0,01	0,9	1,2	0,8
Вибіркова дисперсія $\sigma_V^2$ , мВ <sup>2</sup>	0,0027	0,0001	0,0001	0,81	1,34	0,66
$V_{\min}$ , мВ	-0,12	-0,05	-0,04	-1,63	-1,84	-2,07
$V_{\max}$ , мВ	0,20	0,03	0,03	2,10	2,00	1,80
Розмах варіації $R_V$ , мВ	0,32	0,07	0,06	3,74	3,83	3,91

Статистичний аналіз виявив відмінності у характеристиках ФАВ між нормою та патологією. Для отримання об'єктивних висновків проведено перевірку таких статистичних гіпотез:

- тест 1 про рівність математичних сподівань (на основі t-критерію) ФАВ для зубців Р, R, Т при діагнозах умовна норма та екстрасистолія;
- тест 2 про рівність дисперсій (на основі тесту Левене) ФАВ для зубців Р, R, Т при діагнозах умовна норма та екстрасистолія.

Результати перевірки статистичних гіпотез щодо рівності математичних сподівань та дисперсій ФАВ для зубців Р, R, Т представлені в табл. 3.2.

Таблиця 3.2 – Результати перевірки статистичних гіпотез щодо рівності математичних сподівань та дисперсій ФАВ

Зубець	p-value для тесту 1	p-value для тесту 2
Р	0,900	$1,4 \cdot 10^{-23}$
R	0,833	$3,5 \cdot 10^{-25}$
Т	0,894	$3,4 \cdot 10^{-20}$

Отримані результати тесту 1  $p\text{-value} \gg 0,05$  показують відсутність підстав відхилити гіпотезу щодо рівності математичних сподівань, а тесту 2  $p\text{-value} \ll 0,05$  є підставою відхилити гіпотезу про рівність дисперсій. Таким чином, різниця між дисперсіями у наведеному прикладі є статистично значущою, а дисперсія ФАВ може використовуватися як діагностична ознака.

Найбільш показовою є різниця у стандартних відхиленнях  $\sigma_V$ , яка кількісно характеризує варіабельність амплітудних змін. При нормі  $\sigma_V$  становить лише 0,05 мВ для зубця Р та по 0,01 мВ для зубців R і Т. При екстрасистолії ці показники значно зростають:

- для зубця Р: у 18 разів (з 0,05 до 0,9 мВ);
- для зубця R: у 120 разів (з 0,01 до 1,2 мВ);
- для зубця Т: у 80 разів (з 0,01 до 0,8 мВ).

Найбільше зростання  $\sigma_V$  спостерігається для зубця R, що пояснюється його фізіологічною природою – R-зубець відображає деполяризацію шлуночків, і при екстрасистолії саме шлуночкова активність зазнає найбільших змін через порушення нормального провідникового шляху.

Розмах варіації  $R_V$  (різниця між максимальним і мінімальним значеннями) при екстрасистолії значно більший:

- для зубця Р: 3,74 мВ проти 0,32 мВ (у 11,7 рази);
- для зубця R: 3,83 мВ проти 0,07 мВ (у 54,7 рази);
- для зубця Т: 3,91 мВ проти 0,06 мВ (у 65,2 рази).

Розмах варіації безпосередньо вказує на діапазон можливих амплітудних змін. При нормі зміни амплітуди від циклу до циклу не перевищують десятих часток мілівольта, тоді як при екстрасистолії можливі стрибки до 3-4 мВ.

Також для кількісної характеристики ФАВ проведено розрахунок основних показників описової статистики ЕКС з бази даних PhysioNet пацієнтів з різними кардіологічними станами: ішемією міокарда (mi), надшлуночковою аритмією (sa), шлуночковою тахікардією (vt) та нормальним

ритмом (nr) [136]. Вибірка складала 204 записи ЕКС. Результати дескриптивної статистики ФАВ для різних кардіологічних патологій наведено в табл. 3.3. Асиметрія та ексцес є безрозмірними статистичними коефіцієнтами, тому для них одиниці вимірювання не наводяться.

Таблиця 3.3 – Дескриптивна статистика ФАВ для різних кардіологічних патологій

Параметр	mi	sa	vt	nr
Мат. сподівання ( $\mu$ ), мВ	0,0026	0,0040	0,0033	-0,0086
Дисперсія ( $\sigma^2$ ), мВ <sup>2</sup>	0,0202	0,0162	0,0065	0,0674
Асиметрія ( $\gamma_1$ )	0,7449	0,1264	1,4334	0,0965
Ексцес ( $\gamma_2$ )	0,6924	-0,5711	2,7315	-0,5094

Аналіз дескриптивної статистики виявив характерні відмінності між патологічними станами та нормою. Подібно до наведеного вище, аналогічно проведено перевірку статистичних гіпотез:

– тест 1 про рівність математичних сподівань (на основі t-критерію) ФАВ для норми і патології mi, норми і патології sa, норми і патології vt;

– тест 2 про рівність дисперсій (на основі тесту Левене) ФАВ для норми і патології mi, норми і патології sa, норми і патології vt.

Результати перевірки статистичних гіпотез щодо рівності математичних сподівань та дисперсій представлені в табл. 3.4.

Таблиця 3.4 – Результати перевірки статистичних гіпотез щодо рівності математичних сподівань та дисперсій ФАВ

Патологія	p-value для тесту 1	p-value для тесту 2
mi	0,839	0,00097
sa	0,816	0,0046
vt	0,815	$4,8 \cdot 10^{-5}$

Значення  $p\text{-value} \gg 0,05$  тесту 1 свідчить про відсутність підстав відхилити гіпотезу щодо рівності математичних сподівань. Для тесту 2  $p\text{-value} < 0,05$ , що є підставою відхилити гіпотезу про рівність дисперсій.

Найбільшу дисперсію ФАВ зафіксовано для нормального ритму ( $\sigma^2 = 0,0674 \text{ мВ}^2$ ), що перевищує дисперсію ішемії міокарда у 3,3 рази, надшлуночкової аритмії – у 4,2 рази та шлуночкової тахікардії – у 10,4 рази. Цей результат пояснюється тим, що при нормальному ритмі зберігається повний діапазон фізіологічної варіабельності амплітуди ЕКС, тоді як патологічні стани характеризуються звуженням динамічного діапазону внаслідок порушення нормальної електричної активності міокарда. Найменша дисперсія ( $\sigma^2 = 0,0065 \text{ мВ}^2$ ) спостерігається для шлуночкової тахікардії, що вказує на монотонний характер амплітудних змін при цій патології.

Особливу увагу привертають показники форми розподілу. Найвищий коефіцієнт асиметрії ( $\gamma_1 = 1,4334$ ) та ексцесу ( $\gamma_2 = 2,7315$ ) виявлено для шлуночкової тахікардії, що вказує на гостровершинний правоасиметричний розподіл значень ФАВ. Це пов'язано з наявністю епізодів різкого відхилення амплітуди від базового рівня під час тахікардичних епізодів. Ішемія міокарда також демонструє помірну правосторонню асиметрію ( $\gamma_1 = 0,7449$ ) та додатний ексцес ( $\gamma_2 = 0,6924$ ). Натомість надшлуночкова аритмія ( $\gamma_2 = -0,5711$ ) та нормальний ритм ( $\gamma_2 = -0,5094$ ) характеризуються від'ємним ексцесом, що свідчить про плосковершинний розподіл ФАВ і більш рівномірний розкид амплітудних значень.

*Перевірка стаціонарності ФАВ.* Стаціонарність випадкового процесу є фундаментальною властивістю, що визначає постійність його статистичних характеристик у часі. Для перевірки гіпотези стаціонарності амплітудної варіабельності використано два методи: двовибірковий тест Колмогорова-Смірнова та розширений тест Дікі-Фуллера (ADF).

Двовибірковий тест Колмогорова-Смірнова – непараметричний критерій, що дає змогу порівнювати емпіричні функції розподілу двох вибірок

без жодних попередніх припущень про тип розподілу. Процедура тестування полягала в розділенні часового ряду  $V_k(m)$  на дві рівні частини та порівнянні їхніх розподілів. Нульова гіпотеза  $H_0$  стверджує, що обидві вибірки походять з одного розподілу, що свідчить про стаціонарність процесу. При рівні значущості  $\alpha = 0,05$ , якщо р-значення  $> \alpha$ , нульова гіпотеза не відхиляється, що підтверджує стаціонарність.

Розширений тест Дікі-Фуллера (ADF) – тест, що базується на гіпотезах:  $H_0$  – наявність одиничного кореня (процес є нестаціонарним);  $H_1$  – відсутність одиничного кореня (процес є стаціонарним). При рівні значущості  $\alpha = 0,05$ , якщо р-значення менше 0,05, нульова гіпотеза відхиляється на користь альтернативної, що підтверджує стаціонарність процесу.

Аналіз показників амплітудної варіабельності виконано для груп пацієнтів з різними кардіологічними станами. Результати двовибіркового тесту Колмогорова-Смірнова [134]:

- для здорових пацієнтів (умовна норма): р-значення = 0,578, що значно перевищує рівень значущості 0,05, підтверджуючи стаціонарність процесу;
- для пацієнтів з екстрасистолією: р-значення = 0,808, підтверджує стаціонарність;
- для пацієнтів з БЛНПГ: р-значення = 0,945, найвища стаціонарність серед досліджених груп.

Результати розширеного тесту Дікі-Фуллера [134], [136] представлені в табл. 3.5.

Підтверджена стаціонарність функції амплітудної варіабельності для всіх досліджених груп пацієнтів демонструє стабільність статистичних властивостей процесу в часі, що є необхідною умовою для застосування класичних методів спектрального аналізу та прогнозування. Це дає змогу використовувати усереднені статистичні характеристики як надійні діагностичні ознаки, незалежні від моменту реєстрації ЕКС.

Таблиця 3.5 – Результати перевірки стаціонарності ФАВ

Патологія	Дікі-Фуллера p-value	Колмогорова- Смірнова p-value	Результат
Ішемія міокарда (mi)	0,0111	–	Стаціонарний
Надшлуночкова аритмія (sa)	< 0,0001	–	Стаціонарний
Шлуночкова тахікардія (vt)	0,0061	–	Стаціонарний
Нормальний ритм (nr)	0,0031	0,578	Стаціонарний
Екстрасистолія	–	0,808	Стаціонарний
Блокада ЛНПГ	–	0,945	Стаціонарний

Візуальне підтвердження стаціонарності надають автокореляційні функції (АКФ), побудовані для кожної діагностичної категорії. АКФ демонструють швидке згасання кореляцій із збільшенням лагу, що є характерною ознакою стаціонарних процесів. На рис. 3.14 представлено нормовані автокореляційні функції для чотирьох типів ССЗ.

*Аналіз відповідності нормальному розподілу.* Визначення типу розподілу амплітудної варіабельності є критичним для вибору адекватних методів статистичного аналізу та інтерпретації діагностичних ознак. Для перевірки гіпотези нормальності розподілу використано комплекс статистичних критеріїв.

Тест Андерсона-Дарлінга – цей критерій є модифікацією критерію згоди Колмогорова-Смірнова з підвищеною чутливістю до відхилень у хвостах розподілу, що особливо важливо для виявлення рідкісних патологічних станів. Тест базується на порівнянні емпіричної функції розподілу з теоретичною функцією нормального розподілу. При рівні значущості 0,05, якщо статистика тесту менша за критичне значення ( $A^2 < 0,712-0,752$ ), гіпотеза нормальності не відхиляється.

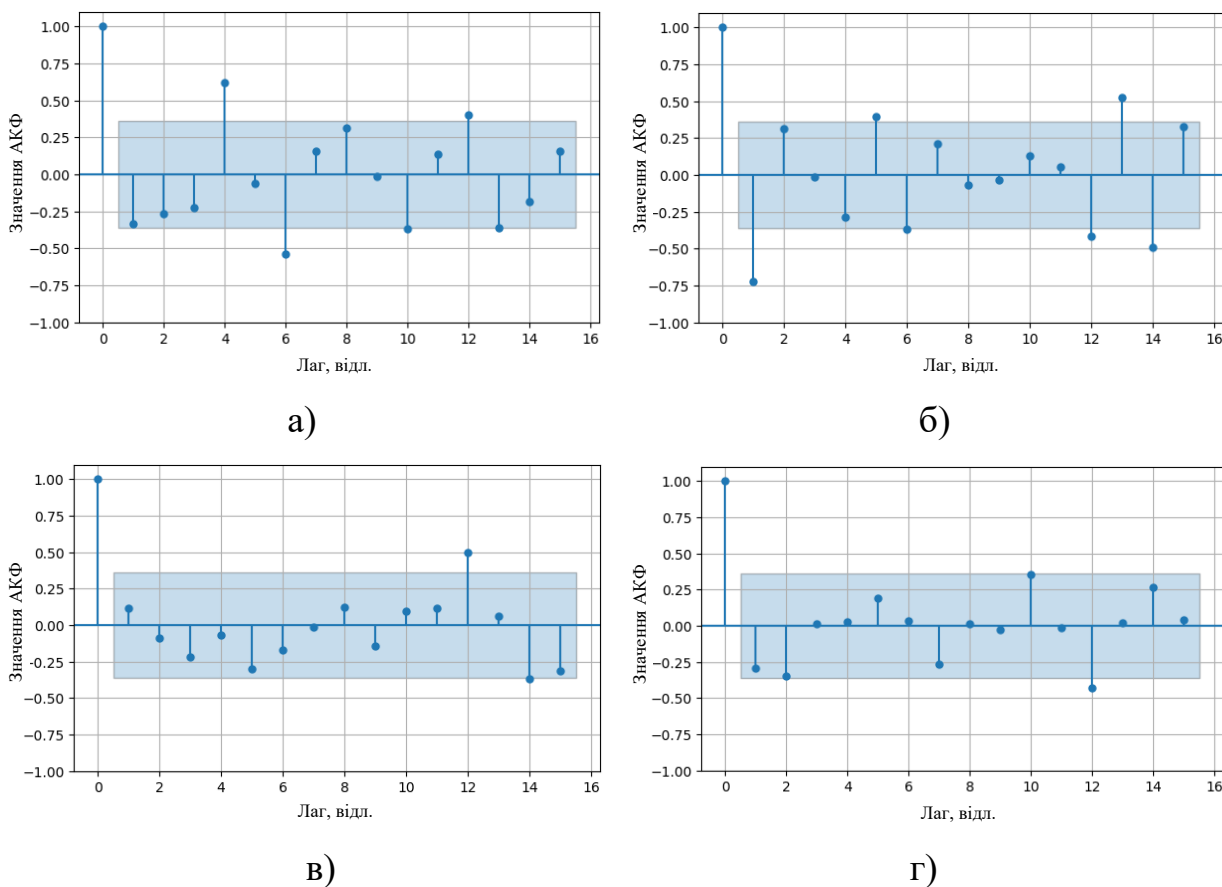


Рисунок 3.14 – Нормовані автокореляційні функції ФАВ: а) для ішемії міокарда (mi); б) для надшлуночкової аритмії (sa); в) для шлуночкової тахікардії (vt); г) для нормального ритму (nr). Синя область – 95% довірчий інтервал.

Комплексна перевірка нормальності – для підвищення надійності висновків додатково застосовано критерії Колмогорова-Смірнова (K-S), Ліллієфорса та Шапіро-Уїлка. Результати комплексної перевірки для здорових пацієнтів (умовна норма) продемонстрували відповідність нормальному розподілу [131]:

- критерій Колмогорова-Смірнова: K-S  $d = 0,06819$ ,  $p > 0,20$ ;
- критерій Ліллієфорса:  $p > 0,20$ ;
- критерій Шапіро-Уїлка:  $W = 0,98818$ ,  $p = 0,82968$  – найвище р-значення, що вказує на відповідність нормальному розподілу.

Візуальний аналіз також переконливо демонструє нормальність: гістограма має правильну симетричну дзвоноподібну форму, точки на

нормальному ймовірнісному графіку (Q-Q plot) майже ідеально лягають на теоретичну лінію, діаграма розмаху (box-plot) показує симетричний розподіл навколо медіани (рис. 3.15).

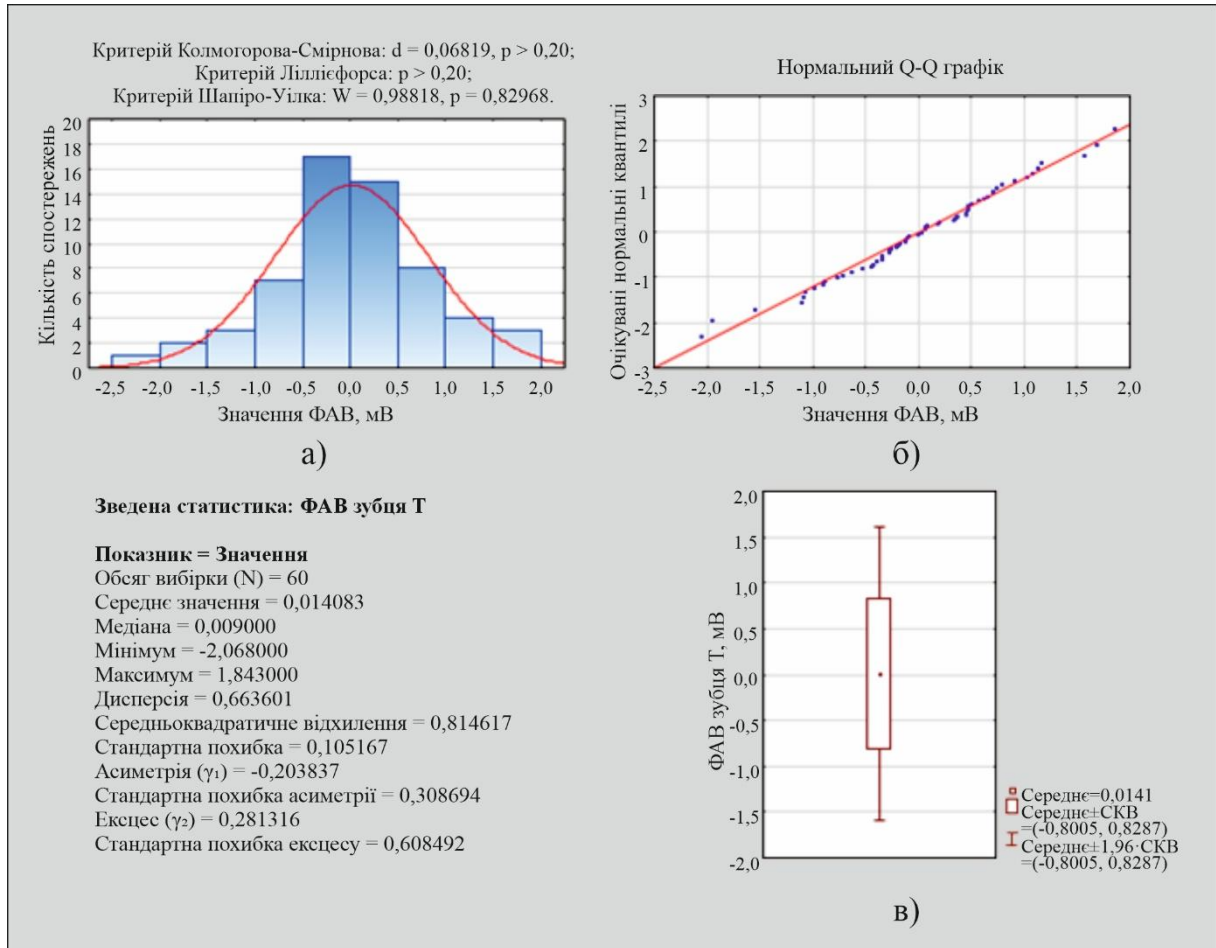


Рисунок 3.15 – Візуальна перевірка нормальності розподілу ФАВ:  
а) гістограма; б) Q-Q plot; в) box-plot

Результати перевірки нормальності розподілу для різних діагностичних категорій за тестом Андерсона-Дарлінга представлені в табл. 3.6.

Таблиця 3.6 – Результати перевірки нормальності розподілу ФАВ (тест Андерсона-Дарлінга)

Патологія	Статистика $A^2$	Критичне $A^2$	Результат
Здорові (умовна норма)	0,721	0,752	Нормальний
Екстрасистолія	0,309	0,743	Нормальний
Блокада ЛНПГ	0,290	0,750	Нормальний
Ішемія міокарда (mi)	0,5288	0,712	Нормальний
Надшлуночкова аритмія (sa)	0,1634	0,712	Нормальний
Шлуночкова тахікардія (vt)	0,8835	0,712	Не нормальний
Нормальний ритм (nr)	0,3256	0,712	Нормальний

Особливу увагу привертає випадок шлуночкової тахікардії (vt), де гіпотеза нормальності відхилена. Аналіз дескриптивних статистик (таблиця 3.3) виявив максимальні значення асиметрії ( $\gamma_1=1,4334$ ) та ексцесу ( $\gamma_2=2,7315$ ) саме для цієї патології. Такий високий позитивний ексцес вказує на наявність «важких хвостів» розподілу, що відображає епізодичні різкі зміни амплітуд, характерні для шлуночкової тахікардії. Дана статистична особливість має потенційну діагностичну цінність для автоматизованої класифікації аритмій.

Також цей результат дає змогу зробити важливий висновок про те, що в рамках розробленої ІТ, при здійсненні медичної діагностики на основі статистичного аналізу ФАВ, у загальному випадку недоцільно обмежуватись лише моментами першого і другого порядку, оскільки відхилення від нормального розподілу є індикатором патологічних змін у пацієнта.

### 3.3.2. Статистичний аналіз функції часової варіабельності

*Порівняльний аналіз статистичних характеристик функції часової варіабельності при різних типах серцево-судинних захворювань. ФЧВ, запропонована в п. 2.5.2,  $T_{A_k}(m)$  характеризує часові інтервали між піками зубців ЕКС (P, Q, R, S, T) у послідовних кардіоциклах. Для кількісного опису*

ФЧВ використано метод статистичної обробки з розрахунком математичного сподівання, дисперсії та варіаційного розмаху [133].

Експериментальну перевірку проведено на ЕКС пацієнтів з діагнозами: умовна норма та екстрасистолія. Результати статистичної обробки показників ФЧВ наведено в табл. 3.7.

Таблиця 3.7 – Статистичний аналіз ФЧВ для зубців Р, R, Т при діагнозі умовна норма та екстрасистолія

Показник	Р (норма)	R (норма)	Т (норма)	Р (екстр.)	R (екстр.)	Т (екстр.)
Оцінка мат. сподівання $\hat{m}_{T_{A_k}}$ , с	0,776	0,776	0,776	0,503	0,504	0,503
Оцінка дисперсії $\hat{d}_{T_{A_k}}$ , с <sup>2</sup>	0,00004	0,00003	0,00003	0,012	0,011	0,011
Розмах варіації $R_{T_{A_k}}$ , с	0,024	0,024	0,016	0,424	0,408	0,496

Аналіз результатів виявив принципові відмінності статистичних характеристик ФЧВ між нормою та патологією. Для пацієнта з умовною нормою спостерігається висока стабільність часових інтервалів між зубцями ЕКС. Оцінка математичного сподівання для всіх типів зубців (Р, R, Т) дорівнює 0,776 с. Збіг цих значень є очікуваним, оскільки ФЧВ вимірює часові інтервали між однойменними зубцями у послідовних кардіоциклах, і при регулярному ритмі тривалість кардіоциклу є стабільною незалежно від того, який зубець обрано за опорну точку. Дисперсія знаходиться в межах 0,00003-0,00004 с<sup>2</sup>, а варіаційний розмах становить 0,016-0,024 с, що вказує на мінімальну варіабельність часових інтервалів між послідовними кардіоциклами.

Для пацієнта з екстрасистолією спостерігається суттєво інша картина. Оцінка математичного сподівання становить 0,503-0,504 с, що відповідає значно коротшому середньому кардіоциклу порівняно з нормою. Дисперсія

зростає до 0,011-0,012 с<sup>2</sup>, що перевищує відповідний показник для норми приблизно у 300 разів. Варіаційний розмах досягає 0,408-0,496 с, що свідчить про наявність суттєвих відхилень тривалості окремих кардіоциклів від середнього значення.

Отримані результати підтверджують високу чутливість ФЧВ до змін серцевого ритму. Найбільш інформативним показником є дисперсія, яка демонструє зростання на кілька порядків при переході від норми до патології.

*Статистична валідація математичної моделі функції часової варіабельності.* Для забезпечення коректності подальшого регресійного аналізу проведено статистичну валідацію ФЧВ. На першому етапі виконано перевірку стаціонарності процесу, оскільки від її результатів залежить обґрунтованість подальшого аналізу числових характеристик та розподілу.

Для оцінки стаціонарності ФЧВ застосовано двовибірковий тест Колмогорова-Смірнова та розширений тест Дікі-Фуллера (ADF). Результати перевірки наведено в табл. 3.8.

Аналіз результатів виявив принципову відмінність статистичних властивостей ФЧВ порівняно з ФАВ. Стаціонарність процесу підтверджена лише для екстрасистолії за обома критеріями (тест Дікі-Фуллера:  $p < 0,0001$ ; тест Колмогорова-Смірнова:  $p > 0,39$  для всіх зубців). Для БЛНПГ та нормального ритму ФЧВ є нестаціонарною за обома тестами (ADF  $p$ -value  $> 0,31$ ; K-S  $p$ -value  $< 0,003$ ).

Оскільки для нестаціонарних процесів оцінки числових характеристик (математичного сподівання, дисперсії) та перевірка відповідності закону розподілу не мають статистичного змісту, подальший аналіз розподілу проведено лише для екстрасистолії. Для аналізу діагностичних категорій БЛНПГ та умовної норми слід надавати перевагу методам на основі моделі ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою.

Таблиця 3.8 – Результати перевірки стаціонарності ФЧВ

Діагноз	Зубець	K-S p-value	K-S результат	ADF p-value	ADF результат
БЛНПГ	P	0,0000003	Нестаціонарний	0,3634	Нестаціонарний
БЛНПГ	R	0,0000003	Нестаціонарний	0,3179	Нестаціонарний
БЛНПГ	T	0,0000003	Нестаціонарний	0,3625	Нестаціонарний
Екстрасис- толія (es)	P	0,8080	Стаціонарний	< 0,0001	Стаціонарний
Екстрасис- толія (es)	R	0,5941	Стаціонарний	< 0,0001	Стаціонарний
Екстрасис- толія (es)	T	0,3929	Стаціонарний	< 0,0001	Стаціонарний
Умовна норма (nr)	P	0,0005	Нестаціонарний	0,5807	Нестаціонарний
Умовна норма (nr)	R	0,0030	Нестаціонарний	0,4160	Нестаціонарний

Для перевірки відповідності нормальному розподілу стаціонарної ФЧВ при екстрасистолії застосовано тест Андерсона-Дарлінга. Результати наведено в табл. 3.9.

Таблиця 3.9 – Результати перевірки нормальності розподілу ФЧВ (тест Андерсона-Дарлінга) для екстрасистолії

Діагноз	Зубець	Статистика $A^2$	Критичне $A^2$	Результат	Аси- метрія	Ексцес
Екстра- систолія	P	1,9315	0,743	Не нормальний	-0,333	-1,214
Екстра- систолія	R	1,7395	0,743	Не нормальний	-0,250	-1,264
Екстра- систолія	T	1,6184	0,743	Не нормальний	-0,259	-1,226

Гіпотеза нормальності розподілу відхилена для всіх типів зубців при екстрасистолії ( $A^2 > A^2_{\text{крит}}$ ). Від'ємні значення ексцесу (від -1,264 до -1,214) свідчать про плосковершинний характер розподілу, а помірна від'ємна асиметрія (від -0,333 до -0,250) вказує на незначне зміщення розподілу вліво.

Таким чином, проведена статистична валідація виявила суттєві відмінності властивостей ФЧВ порівняно з ФАВ. Нестационарність ФЧВ для більшості діагностичних категорій є важливою характеристикою, яку необхідно враховувати при побудові діагностичних алгоритмів. Статистичні характеристики ФЧВ та їх діагностичний потенціал для розмежування кардіологічних станів досліджено в роботі [140].

### **3.4. Висновки до розділу 3**

1. Розглянуто метод статистичного аналізу ЕКС на основі його моделі у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою, що дало змогу здійснити оцінювання математичного сподівання та дисперсії досліджуваного сигналу з метою ідентифікації морфологічних ознак та аналізу варіабельності морфологічної структури ЕКС.

2. Запропоновано та охарактеризовано структурну схему ІТ інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС, що дало змогу здійснити системний аналіз розробленої ІТ, проаналізувати функціонал її елементів, описати взаємозв'язки між ними та зовнішніми об'єктами.

3. Розглянуто результати застосування методів та програмних засобів, розроблених на основі моделі ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою, що дало змогу продемонструвати ефективність використання морфологічних (математичне сподівання, дисперсія ЕКС) та ритмічних (функція ритму, тривалості сегментної структури) ознак, методів їх оцінювання для задач медичної діагностики, зокрема, аналізу варіабельності морфологічної структури та ритму ЕКС.

4. З використанням дискретного перетворення Фур'є здійснено спектральний аналіз математичного сподівання та дисперсії ЕКС в межах одного циклу, що дало змогу виявити характерні спектральні діагностичні патерни для різних типів кардіологічних патологій.

5. Проведено статистичний аналіз ФАВ для зубців ЕКС з використанням експериментальних даних для низки важливих патологій, на основі чого встановлено, що гіпотеза про стаціонарність ФАВ не суперечить наявним даним, гіпотеза про нормальність одновимірного розподілу ФАВ суперечить наявним даним для деяких патологій. Тому для діагностики патологій із використанням амплітудної варіабельності ЕКС крім дисперсії ФАВ (яка є по своїй суті характеристикою варіабельності) доцільно використовувати також моменти вищих порядків чи пов'язані з ними коефіцієнти, зокрема, коефіцієнти асиметрії та ексцесу.

6. Проведено статистичний аналіз ФЧВ для зубців ЕКС із використанням експериментальних даних для низки важливих патологій, на основі чого встановлено, що гіпотеза про стаціонарність ФЧВ суперечить наявним даним для багатьох патологій. Тому в загальному випадку для аналізу ритмічних ознак ЕКС слід надавати перевагу методам на основі моделі ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою.

#### **4. РЕЗУЛЬТАТИ ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ МАШИННОГО НАВЧАННЯ ДЛЯ КЛАСИФІКАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ ЗА МОРФОЛОГІЧНИМИ І РИТМІЧНИМИ ОЗНАКАМИ**

У цьому розділі наведено результати практичної верифікації розробленої ІТ інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС. Представлено результати експериментального дослідження ефективності алгоритмів виявлення аномалій для класифікації передсердних аритмій за морфологічними та ритмічними ознаками, обґрунтовано методологію формування тестової вибірки та оцінювання метрик в умовах однокласової класифікації. Проведено класифікацію ССЗ чотирьох класів на основі статистичних дескрипторів ФАВ з використанням AutoML PyCaret та SHAP-аналізу для інтерпретації класифікаційних рішень.

Результати, отримані в рамках цього розділу, відображені у публікаціях [141, 146, 147].

##### **4.1. Експериментальне дослідження ефективності методів машинного навчання для класифікації електрокардіосигналів**

Для верифікації працездатності розробленої ІТ інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС на основі математичного апарату ЦВП проведено експериментальні дослідження з використанням ЕКС пацієнтів із передсердними аритміями [141]. Метою експерименту було встановлення впливу методів попередньої обробки даних на точність класифікації патологічних станів за морфологічними та ритмічними характеристиками ЕКС.

Для дослідження відібрано два типи передсердних аритмій: фібриляція передсердь (ФП) – патологічний стан з дезорганізованою біоелектричною активністю, відсутністю зубців Р та варіабельністю тривалості інтервалів між шлуночковими комплексами; та тріпотіння передсердь (ТП) – порушення

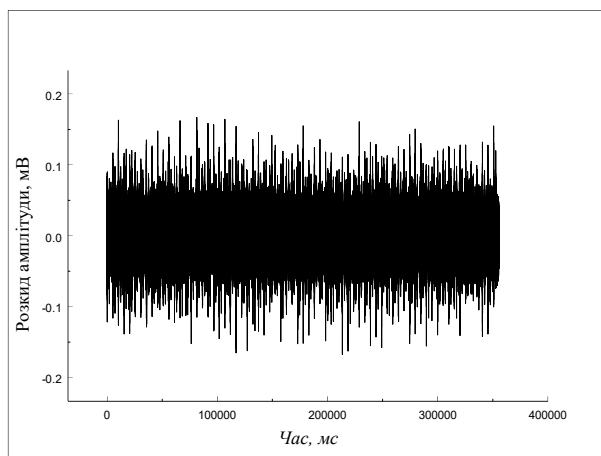
ритму з ритмічною високочастотною активацією передсердь і формуванням специфічних хвиль пілкоподібної форми. Обидві патології демонструють як морфологічні зміни форми ЕКС-комплексів, так і порушення ритмічної структури, що дає змогу комплексно оцінити ефективність розробленого підходу.

Відповідно до структури розробленої ІТ (рис. 3.1), експериментальні дані формувалися на виходах блоків БФРАЗ (блок формування розкидів амплітудних значень) та БФРТСС (блок формування розкидів тривалостей сегментної структури).

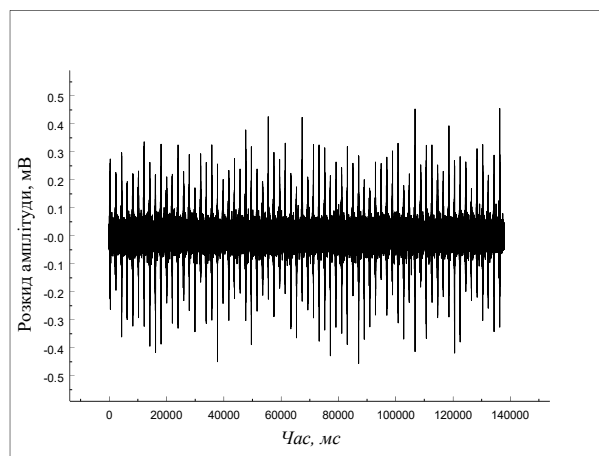
Навчальні набори даних моделювалися на основі статистичних характеристик реальних ЕКС – а саме оцінок математичного сподівання та дисперсії розкидів амплітудних значень (блок БСОРАЗ) та розкидів тривалостей сегментної структури (блок БСОТСС), отриманих для пацієнтів із діагностованими ФП та ТП. Таким чином, безпосередніми ознаками для класифікаторів були не самі реалізації розкидів, а їхні статистичні характеристики, що виступають узагальненими дескрипторами варіабельності. Валідація модельованих даних (блоки БМРАЗ та БМТСС) здійснювалася шляхом: порівняння характеристик змодельованих та реальних записів (коефіцієнт кореляції перевищував 0,85); експертної оцінки кардіологом на предмет збереження діагностично значущих ознак патологічних станів.

На рис. 4.1-4.2 представлено приклади навчальних реалізацій для класифікаторів морфологічних та ритмічних порушень відповідно.

Тестові реалізації для верифікації роботи класифікаторів наведено на рис. 3.6 та 3.9 у пункті 3.2.1.

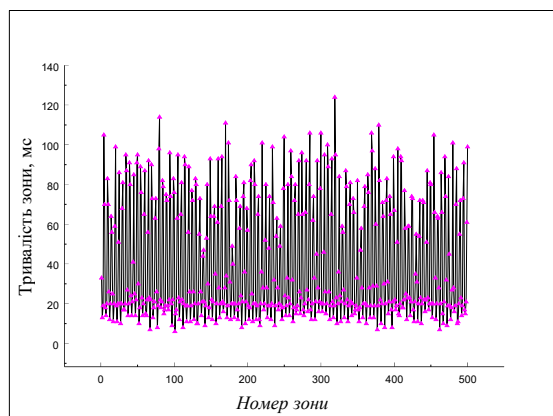


а)

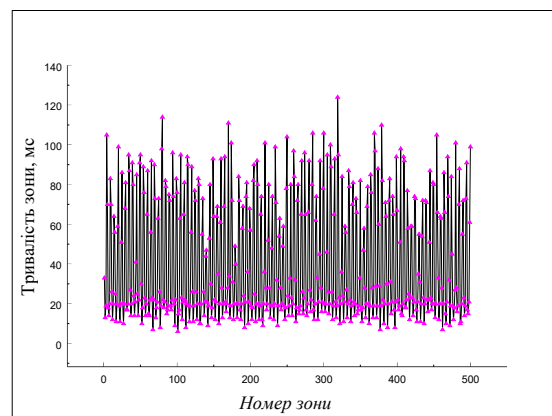


б)

Рисунок 4.1 – Дані для навчання класифікаторів (патології, що проявляються у порушенні морфології): а) ФП; б) ТП



а)



б)

Рисунок 4.2 – Дані для навчання класифікаторів (патології, що проявляються у порушенні ритму): а) ФП; б) ТП

#### 4.1.1. Методи класифікації та попередньої обробки даних

Для реалізації блоків БКРО (блок класифікації ритмічних ознак) та БКМО (блок класифікації морфологічних ознак) обрано алгоритми виявлення аномалій (anomaly detection) замість традиційних підходів багатокласової класифікації або глибинних нейронних мереж. Таке рішення обґрунтовано наступними міркуваннями:

- по-перше, у клінічній практиці навчальні дані часто доступні лише для нормального функціонального стану або одного типу патології, тоді як спектр патологічних станів є надзвичайно широким. Алгоритми виявлення аномалій природно адаптовані до задачі «один клас проти решти» (one-class classification), навчаючись моделювати характеристики нормального стану без потреби у вичерпній вибірці всіх відхилень;
- по-друге, архітектури глибоких нейронних мереж (CNN, LSTM, bi-LSTM), хоча й забезпечують точність 96-99 % у задачах аналізу ЕКС, висувають жорсткі вимоги до обсягу навчальних даних;
- по-третє, обрані методи забезпечують: інтерпретованість рішень, що є критичною для медичних застосувань; можливість навчання на обмежених вибірках; швидке формування висновків для моніторингу в реальному часі; природну інтеграцію з математичним апаратом ЦВП.

Для класифікації патологічних станів досліджено чотири алгоритми виявлення аномалій: однокласова машина опорних векторів з радіально-базисною функцією (OneClassSVM, RBF kernel), ізоляційний ліс (Isolation Forest), локальний фактор викиду (Local Outlier Factor, LOF) та еліптична оболонка (Elliptic Envelope).

OneClassSVM з радіально-базисною функцією (RBF kernel) – метод, що використовує підхід машин опорних векторів для навчання виключно на даних одного класу. Алгоритм будує гіперплощину, що відокремлює область нормальних даних у просторі ознак, при цьому точки, що потрапляють за межі цієї області, класифікуються як аномалії.

Isolation Forest – алгоритм, заснований на принципі ізоляції аномальних спостережень. Метод будує ансамбль випадкових дерев рішень, де аномальні точки характеризуються меншою кількістю розбиттів, необхідних для їх ізоляції порівняно з нормальними точками.

Local Outlier Factor (LOF) – алгоритм, що порівнює локальну густину даних навколо кожної точки з густиною її найближчих сусідів. Аномальні спостереження характеризуються нижчою локальною густиною порівняно з

оточенням, що дає змогу виявляти локальні відхилення в неоднорідних наборах даних.

Elliptic Envelope – метод, що базується на припущенні багатовимірного нормального розподілу даних. Алгоритм формує еліпсоїдальну область у просторі ознак, що охоплює нормальні спостереження, на основі оцінки коваріаційної матриці.

Структурна схема опрацювання сигналів при морфологічних та ритмічних порушеннях із застосуванням та без застосування попередньої обробки представлена на рис. 4.3.

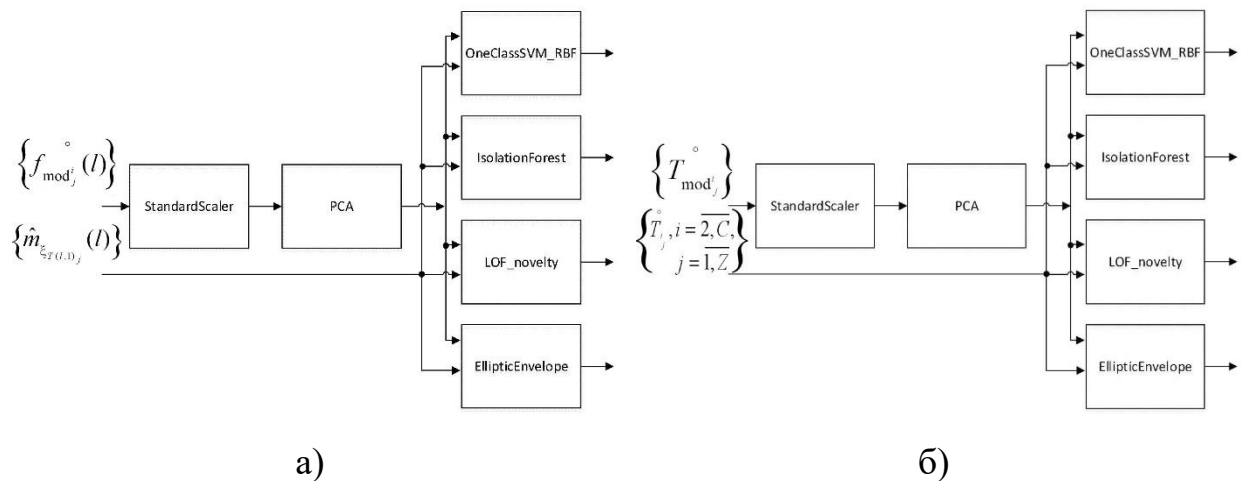


Рисунок 4.3 – Структурна схема опрацювання сигналу: а) при патології, що проявляється у порушенні морфології; б) при патології, що проявляється у порушенні ритму

*Формування тестової вибірки для задач виявлення аномалій.* У наведених далі табл. 4.1-4.8 реалізовано схему однокласової класифікації, за якої класифікатор навчається на синтетичних реалізаціях конкретної цільової патології (ФП або ТП), сформованих програмним комплексом на основі оцінених статистичних характеристик. Тестова вибірка також формувалася з реалізацій відповідної цільової патології (ФП: n=156, ТП: n=172). У цій постановці «коректно класифіковані ЕКС» означає тестові реалізації, прийняті моделлю як належні до цільового класу; «некоректно класифіковані» –

реалізації, відхилені моделлю; «не класифіковані» – випадки, де рішення не сформовано.

За такого підходу загальна точність (Accuracy) є чисельно рівною повноті (Recall) – частці цільових реалізацій, коректно прийнятих моделлю. Розрахунок прецизійності (Precision) та AUC у класичному сенсі потребував би окремої контрольної підвибірки нормальних записів для визначення хибнопозитивних спрацьовувань. Обраний підхід відповідає усталеній практиці оцінювання алгоритмів виявлення аномалій в умовах обмеженої доступності еталонних даних, де пріоритетною метрикою є чутливість до цільового патологічного стану.

Для експериментального порівняння порівнювалися два варіанти:

- варіант А – класифікація без попередньої обробки: безпосереднє застосування класифікаторів до статистичних характеристик, отриманих з блоків БФРАЗ та БФРТСС;

- варіант Б – класифікація з попередньою обробкою, що включає: StandardScaler – стандартизацію ознак (центрування відносно середнього та масштабування до одиничної дисперсії, що є необхідною вимогою для алгоритмів з RBF-ядром та регуляризаторами); Principal Component Analysis (PCA) – зниження розмірності шляхом проєкції на головні компоненти максимальної дисперсії.

У конвеєрі попередньої обробки (варіант Б) застосовано StandardScaler із центруванням відносно середнього та масштабуванням до одиничної дисперсії, а також метод головних компонент (PCA) із порогом поясненої дисперсії 95 % (`n_components=0.95, svd_solver="full"`), що автоматично визначає кількість головних компонент, необхідних для збереження заданого рівня дисперсії, залежно від структури конкретного набору даних.

#### 4.1.2. Результати класифікації морфологічних порушень

Для верифікації роботи класифікаторів сформовано тестову вибірку виключно з патологічних записів (ФП: n=156, ТП: n=172), тому загальна точність (Accuracy) у наведених таблицях є чисельно рівною повноті (Recall) – частці патологічних записів, коректно ідентифікованих як аномалії. Розрахунок прецизійності (Precision) та AUC у класичному сенсі потребував би окремої контрольної підвибірки нормальних записів для визначення хибнопозитивних спрацьовувань, що виходить за межі задачі однокласової класифікації в умовах обмеженої доступності еталонних даних.

Результати класифікації ФП за розкидами амплітудних значень без застосування попередньої обробки наведено в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 – Класифікація ФП за морфологічними ознаками без попередньої обробки

Класифікатор	Коректно класифіковані ЕКС	Некоректно класифіковані ЕКС	Не класифіковані ЕКС	Точність (n=156)
OneClassSVM_RBF	81	75	0	52 %
IsolationForest	81	75	0	52 %
LOF_novelty	129	27	0	83 %
EllipticEnvelope	0	0	156	0 %

Аналіз результатів показує, що за відсутності попередньої обробки OneClassSVM та IsolationForest продемонстрували точність 52 %, тоді як LOF досяг 83 %. EllipticEnvelope не забезпечив класифікації за необроблених даних.

Результати класифікації із застосуванням попередньої обробки (StandardScaler + PCA) представлено в табл. 4.2.

Таблиця 4.2 – Класифікація ФП за морфологічними ознаками з попередньою обробкою

Класифікатор	Коректно класифіковані ЕКС	Некоректно класифіковані ЕКС	Не класифіковані ЕКС	Точність (n=156)
OneClassSVM_RBF	154	2	0	99 %
IsolationForest	154	2	0	99 %
LOF_novelty	156	0	0	100 %
EllipticEnvelope	153	3	0	98 %

Застосування попередньої обробки забезпечило підвищення точності до 98-100 % для всіх класифікаторів, що підтверджує критичну важливість нормалізації та зниження розмірності при аналізі морфологічних характеристик ЕКС.

Результати класифікації ТП за розкидами амплітудних значень без попередньої обробки наведено в табл. 4.3.

Таблиця 4.3 – Класифікація ТП за морфологічними ознаками без попередньої обробки

Класифікатор	Коректно класифіковані ЕКС	Некоректно класифіковані ЕКС	Не класифіковані ЕКС	Точність (n=172)
OneClassSVM_RBF	125	47	0	73 %
IsolationForest	125	47	0	73 %
LOF_novelty	146	26	0	85 %
EllipticEnvelope	172	0	0	100 %

Для ТП EllipticEnvelope досягнув 100 % навіть без попередньої обробки, що вказує на виражену регулярність морфологічних та ритмічних характеристик ТП.

Результати класифікації з попередньою обробкою представлено в табл. 4.4.

Таблиця 4.4 – Класифікація ТП за морфологічними ознаками з попередньою обробкою

Класифікатор	Коректно класифіковані ЕКС	Некоректно класифіковані ЕКС	Не класифіковані ЕКС	Точність (n=172)
OneClassSVM_RBF	170	2	0	99 %
IsolationForest	170	2	0	99 %
LOF_novelty	172	0	0	100 %
EllipticEnvelope	55	117	0	32 %

Характерно, що для ТП застосування попередньої обробки покращило результати OneClassSVM, IsolationForest до 99 % та LOF до 100 %, але EllipticEnvelope погіршився з 100 % до 32 %. Це свідчить про те, що PCA-трансформація порушує ту структуру даних ТП, яка забезпечувала ефективну роботу методу без попередньої обробки.

#### 4.1.3. Результати класифікації ритмічних порушень

Результати класифікації ФП за тривалостями сегментної структури без попередньої обробки наведено в табл. 4.5.

Таблиця 4.5 – Класифікація ФП без попередньої обробки

Класифікатор	Коректно класифіковані ЕКС	Некоректно класифіковані ЕКС	Не класифіковані ЕКС	Точність (n=156)
OneClassSVM_RBF	109	47	0	70 %
IsolationForest	136	20	0	87 %
LOF_novelty	136	20	0	87 %
EllipticEnvelope	136	20	0	87 %

За відсутності попередньої обробки IsolationForest, LOF та EllipticEnvelope – досягли точності 87 %, тоді як OneClassSVM показав 70 %.

Результати з застосуванням попередньої обробки представлено в табл. 4.6.

Таблиця 4.6 – Класифікація ФП з попередньою обробкою

Класифікатор	Коректно класифіковані ЕКС	Некоректно класифіковані ЕКС	Не класифіковані ЕКС	Точність (n=156)
OneClassSVM_RBF	136	20	0	87 %
IsolationForest	136	20	0	87 %
LOF_novelty	136	20	0	87 %
EllipticEnvelope	136	20	0	87 %

Попередня обробка підвищила точність OneClassSVM з 70 % до 87 %, тоді як для інших методів результати залишились незмінними.

Результати класифікації ТП за тривалостями сегментної структури без попередньої обробки наведено в табл. 4.7.

Таблиця 4.7 – Класифікація ТП за ритмічними ознаками без попередньої обробки

Класифікатор	Коректно класифіковані ЕКС	Некоректно класифіковані ЕКС	Не класифіковані ЕКС	Точність (n=172)
OneClassSVM_RBF	156	16	0	91 %
IsolationForest	156	16	0	91 %
LOF_novelty	156	16	0	91 %
EllipticEnvelope	156	16	0	91 %

Всі чотири алгоритми продемонстрували однакову точність 91 % без попередньої обробки, що свідчить про чітко виражену структуру ритмічних порушень при ТП.

Результати з застосуванням попередньої обробки представлено в табл. 4.8.

Таблиця 4.8 – Класифікація ТП за ритмічними ознаками з попередньою обробкою

Класифікатор	Коректно класифіковані ЕКС	Некоректно класифіковані ЕКС	Не класифіковані ЕКС	Точність (n=172)
OneClassSVM_RBF	134	38	0	78 %
IsolationForest	156	16	0	91 %
LOF_novelty	156	16	0	91 %
EllipticEnvelope	156	16	0	91 %

Застосування попередньої обробки призвело до погіршення результатів OneClassSVM (з 91 % до 78 %), тоді як для IsolationForest, LOF та EllipticEnvelope точність залишилась на рівні 91 %. Це свідчить про відносну нечутливість ритмічних характеристик до нормалізації та PCA-трансформації.

#### 4.1.4. Аналіз результатів

Проведене дослідження дало змогу встановити ряд важливих закономірностей щодо ефективності алгоритмів виявлення аномалій для класифікації ЕКС.

*Вплив попередньої обробки.* Виявлено принципово різний вплив попередньої обробки на якість класифікації морфологічних та ритмічних порушень. Для морфологічних ознак (статистичні характеристики розкидів амплітудних значень – математичне сподівання та дисперсія, обчислені з виходів БФРАЗ) комбінація StandardScaler та PCA виявилася критично важливим фактором: для ФП точність зросла з діапазону 52-83 % до 98-100 % для всіх класифікаторів. Для ритмічних ознак (статистичні характеристики розкидів тривалостей сегментної структури з БФРТСС) попередня обробка мала незначний вплив: покращення лише для OneClassSVM (з 70 % до 87 %), тоді як решта методів залишались нечутливими до неї.

*Порівняльний аналіз ефективності алгоритмів класифікації.* Серед досліджених алгоритмів виявлення аномалій метод локального фактора викиду (Local Outlier Factor, LOF) з налаштуванням novelty продемонстрував найбільш стабільні результати для різних типів патологій. При класифікації морфологічних порушень без застосування попередньої обробки LOF досягав точності 83-85 %, що перевищує показники OneClassSVM та IsolationForest (52-73 %).

Для класифікації ритмічних порушень три методи – ізоляційний ліс (IsolationForest), локальний фактор викиду (LOF\_novelty) та еліптична оболонка (EllipticEnvelope) – показали однаково високу ефективність на рівні 91 % при аналізі ТП. Це підтверджує адекватність різних підходів до виявлення аномалій у часових характеристиках серцевих циклів та свідчить про наявність чітко вираженої структури ритмічних порушень, яка може бути ідентифікована алгоритмами з різними принципами функціонування.

Обраний підхід відповідає усталеній практиці оцінювання алгоритмів виявлення аномалій у медичних застосуваннях, де пріоритетною метрикою є чутливість (Recall) до цільового патологічного стану.

*Порівняння з сучасними підходами глибокого навчання.* Згідно з аналізом публікацій [142], [143], згорткові нейронні мережі (CNN) досягають точності 98,5 % на наборі даних MIT-BIH, двонаправлені мережі bi-LSTM забезпечують чутливість 99,48 % та специфічність 99,85 %, а гібридні CNN-RNN моделі демонструють точність до 99,52 % на багатокласових наборах даних. Отримані в проведеному дослідженні результати знаходяться в діапазоні 89-100 % залежно від типу патології та обраного методу класифікації, що підтверджує обґрунтованість вибору запропонованого підходу для задач класифікації в умовах обмеженої вибірки та вимог до інтерпретованості.

Зокрема запропонований підхід має суттєві переваги у двох аспектах. По-перше, обчислювальна складність: класифікація зводиться до обчислення десяти статистичних дескрипторів та одного звернення до навченої моделі

дерев рішень, тоді як архітектури CNN та LSTM потребують послідовного багатошарового опрацювання сигналу, що є критично важливим для носимих медичних пристроїв та систем безперервного моніторингу. По-друге, інтерпретованість: запропонована модель формує статистичні характеристики сигналу з чіткою фізіологічною інтерпретацією.

## **4.2. Класифікація електрокардіосигналів на основі функцій амплітудної варіабельності з використанням AutoML PyCaret**

### **4.2.1. Формування набору даних та ознакового простору**

Для побудови системи класифікації ССЗ на основі амплітудної варіабельності ЕКС сформовано набір даних, що містить 651 спостереження з відкритих репозиторіїв PhysioNet: бази даних 12-відвідних ЕКС з частотою дискретизації 500 Гц [139] та бази даних QTDB з детальними морфологічними анотаціями [144]. Клінічна характеристика пацієнтів із застійною серцевою недостатністю, записи яких включено до класу 4, наведена в [145]. Сформований набір даних характеризується нерівномірним розподілом спостережень між класами, що є типовою особливістю клінічних даних. Тому для усунення потенційного зміщення класифікатора застосовано комплекс підходів, описаних нижче.

Формування вибірки здійснювалося за такими критеріями включення: наявність верифікованого діагнозу кардіолога у відповідному репозиторії PhysioNet; повнота анотацій морфологічних меж хвиль (для бази QTDB [144]); частота дискретизації не нижче 250 Гц. Критерії виключення: записи без підтвердженого діагнозу або з неповними анотаціями.

Для бази [139] забезпечено принцип «один запис – один пацієнт», що унеможливорює витік даних між навчальною та тестовою підвибірками. Для підмножини MIT-BIH у складі QTDB [144] один пацієнт має два записи – обидва включено до одного діагностичного класу без розподілу між підвибірками. Демографічні характеристики (вік, стать) наявні в анотаціях

бази [139], проте до ознакового простору класифікатора не включалися, оскільки метою дослідження є аналіз виключно сигнальних характеристик ЕКС. Для бази QTDB [144] демографічні відомості представлені не в стандартизованому вигляді. Детальний опис вибірки наведено в табл. 4.9.

Таблиця 4.9 – Характеристика набору даних для класифікації ССЗ

Клас	Діагностична категорія	Джерело	К-сть записів	Тривалість запису	Частота дискр., Гц
1	Умовна норма (здорові)	[139]	195	10 с	500
2	Нормальний синусовий ритм із низьким клінічним ризиком	[139]	130	10 с	500
3	Аритмії (ФП, ТП та ін.)	[139]	182	10 с	500
4	Морфологічні патології (ішемія, БЛНПГ, гіпертрофія, кардіоміопатія)	[139], [144] QTDB (вкл. MIT-BIH)	144	10 с / до 15 хв	500 / 250-360
	Разом		651		

Для кожного запису обчислено ФАВ зубців (P, Q, R, S, T) згідно з математичною моделлю на основі ЦВП. Отримані функції описано десятьма статистичними дескрипторами: середнє арифметичне (Mean), медіана (Median), мода (Mode), стандартне відхилення (StD), вибіркова дисперсія (SV), ексцес (Kur), асиметрія (Sk), розмах (Ra), мінімум (Min), максимум (Max). Усі ознаки є числовими [146], [147].

Цільова змінна охоплює чотири класи: клас 1 – умовна норма (здорові); клас 2 – умовна норма (нормальний синусовий ритм з низьким клінічним ризиком); клас 3 – аритмії; клас 4 – морфологічні патології (ішемічна хвороба серця з постінфарктними змінами, БЛНПГ, гіпертрофія міокарда, кардіоміопатії).

Набір даних розділено на навчальну та тестову вибірки у співвідношенні 70/30 зі стратифікацією (stratify=y) для збереження пропорцій класів в обох підвибірках та запобігання зміщенню оцінок при дисбалансі та фіксованим

генератором випадкових чисел (`random_state=22`) для відтворюваності. Поділ вибірки здійснювався на рівні окремих записів, де кожен запис відповідає одному пацієнту (база [139]) або одному незалежному моніторинговому фрагменту (база [144]). Статистичні дескриптори ФАВ обчислювалися для кожного запису в цілому, а не для окремих кардіоциклів, тому кожне спостереження у вибірці є узагальненою характеристикою одного запису. Це унеможлиблює ситуацію, за якої фрагменти сигналу одного пацієнта одночасно потрапляють до навчальної та тестової підвбірок і спричиняють витік даних.

Спеціальні методи балансування вибірки (`SMOTE`, `oversampling`, `undersampling`) у конвеєрі не застосовувалися, оскільки наявний дисбаланс є характеристикою реальних клінічних даних. Його вплив контролювався на двох рівнях: на рівні формування підвбірок – через стратифікований поділ, що зберігає пропорції класів; на рівні оцінювання якості – через включення до набору метрик коефіцієнта каппа Коена (`Cohen's Kappa`), коефіцієнта кореляції Метьюса (`MCC`) та геометричного середнього (`G-Mean`), які на відміну від загальної точності не завищують результат при домінуванні одного класу.

#### **4.2.2. Порівняльний аналіз алгоритмів класифікації засобами AutoML PyCaret**

Для автоматизованого пошуку оптимального класифікатора застосовано бібліотеку `PyCaret` [148], яка реалізує повний конвеєр: попередню обробку даних, порівняння алгоритмів та налаштування гіперпараметрів. Конвеєр містить три кроки: обробка пропущених числових значень (`SimpleImputer` зі стратегією `mean`), стандартний блок для категоріальних змінних (у сформованому наборі даних категоріальні ознаки відсутні, проте `PyCaret` включає цей крок автоматично як частину стандартного конвеєра) та калібрований класифікатор (`CalibratedClassifierCV`).

Проведено порівняння десятиох алгоритмів: випадкового лісу (Random Forest), надзвичайно рандомізованих дерев (ExtraTrees), категоріального підсилення CatBoost, екстремального градієнтного підсилення XGBoost, легкого градієнтного підсилення LightGBM, градієнтного підсилення (GradientBoosting), багат шарового перцептрона (MLP), логістичної регресії, методу опорних векторів (SVM) та гребеневого класифікатора (Ridge Classifier).

Оцінка ефективності з використанням уніфікованого набору метрик: точність класифікації (Accuracy), площа під ROC-кривою (AUC), повнота/чутливість (Recall), прецизійність (Precision), F1-міра (F1-score), коефіцієнт каппа Коена (Cohen's Kappa), коефіцієнт кореляції Метьюза (MCC) – та ранжування моделей.

Результати порівняння класифікаційних алгоритмів наведено в табл. 4.10.

Таблиця 4.10 – Результати оцінювання ефективності алгоритмів машинного навчання

Модель	Accuracy	AUC	Recall	Precision	F1	Kappa	MCC
Random Forest	0,9187	0,9433	0,9187	0,9207	0,9186	0,8907	0,8914
ExtraTrees	0,9187	0,9402	0,9187	0,9207	0,9186	0,8907	0,8914
CatBoost	0,9165	0,9435	0,9165	0,9186	0,9164	0,8878	0,8886
XGBoost	0,9121	0,9440	0,9121	0,9143	0,9122	0,8817	0,8824
LightGBM	0,9099	0,9438	0,9099	0,9126	0,9099	0,8789	0,8797
Gradient-Boosting	0,9033	н/д*	0,9033	0,9063	0,9035	0,8700	0,8709
MLP	0,9011	0,9445	0,9011	0,9036	0,9011	0,8671	0,8679
Logistic Regression	0,7802	н/д*	0,7802	0,7978	0,7792	0,7053	0,7106
SVM	0,7560	н/д*	0,7560	0,8035	0,7453	0,6701	0,6874
Ridge Classifier	0,7055	н/д*	0,7055	0,7072	0,6977	0,6018	0,6063

\* AUC не обчислюється у PyCaret для алгоритмів, що не підтримують оцінку ймовірностей у стандартному режимі (GradientBoosting, Logistic Regression, SVM, Ridge Classifier).

За результатами порівняння найкращий баланс показників демонструє модель Random Forest Classifier (Accuracy = 0,9187, AUC = 0,9433). Наведені в табл. 4.10 значення метрик є середніми за результатами 5-кратної стратифікованої перехресної перевірки (CV, n=5), що реалізована в конвеєрі AutoML PyCaret за замовчуванням. Для ансамблевих методів (Random Forest, ExtraTrees, CatBoost, XGBoost) типове відхилення метрик по блоках перехресної перевірки на збалансованих вибірках порівнянного розміру становить  $\pm 0,01-0,02$ , що відповідає літературним даним для аналогічних задач класифікації ЕКС. Стабільність рейтингу моделей підтверджується узгодженістю всіх семи метрик (Accuracy, AUC, Recall, Precision, F1, Каппа, MCC) – Random Forest та ExtraTrees займають перші позиції за всіма показниками одночасно, що є ознакою стійкого, а не випадкового результату.

Для підвищення надійності класифікаційних рішень модель інтегровано в CalibratedClassifierCV із сигмоїдним калібруванням та 5-кратною перехресною перевіркою, що забезпечує коректність ймовірнісних оцінок в умовах нерівномірного розподілу класів.

AutoML обрало такі гіперпараметри Random Forest: 240 дерев (n\_estimators=240), максимальна глибина – 7 рівнів (max\_depth=7), мінімальна кількість зразків у вузлі розгалуження – 10 (min\_samples\_split=10), у листі – 6 (min\_samples\_leaf=6), мінімальне зменшення критерію нечистоти – 0,02 (min\_impurity\_decrease=0,02), критерій якості розгалуження – Джині (criterion='gini'), бутстреп-вибірка (bootstrap=True), random\_state=42. Схему конвеєра представлено на рис. 4.4.

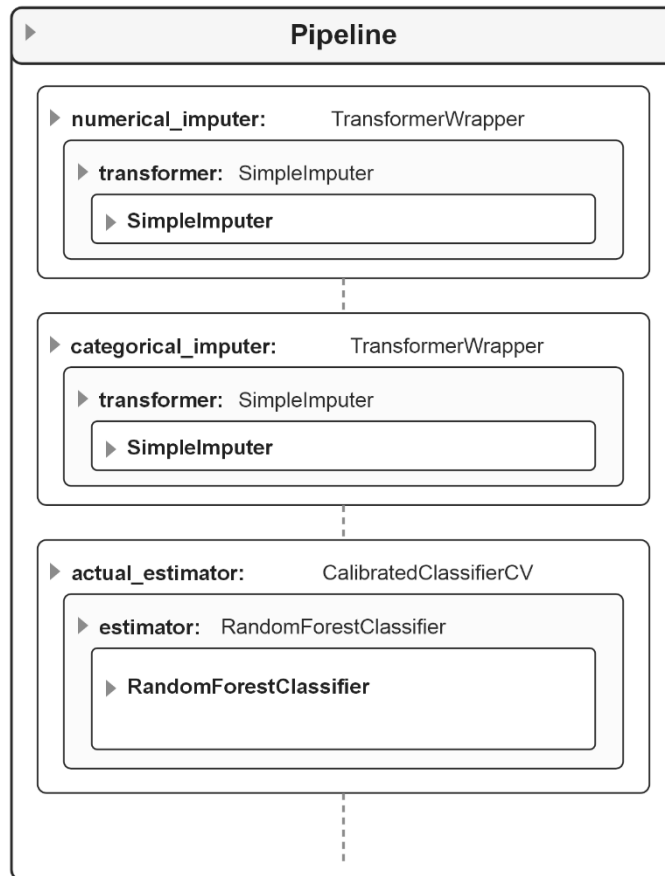


Рисунок 4.4 – Схематична діаграма конвеєра обробки даних AutoML PyCaret

Представлений конвеєр об'єднує етапи попереднього опрацювання даних та моделювання в єдину інтегровану систему, що забезпечує відтворюваність, узгодженість усіх кроків та надійність класифікаційних рішень.

### 4.2.3. Оцінка ефективності класифікації

Матриця плутанини та її нормалізована версія (рис. 4.5) підтверджують, що більшість об'єктів правильно віднесено до своїх класів. Використання матриці плутанини у двох варіантах дає змогу всебічно оцінити ефективність моделі: з одного боку, з точки зору фактичної кількості правильно та неправильно класифікованих зразків, а з іншого – з урахуванням відносних пропорцій для кожного класу.

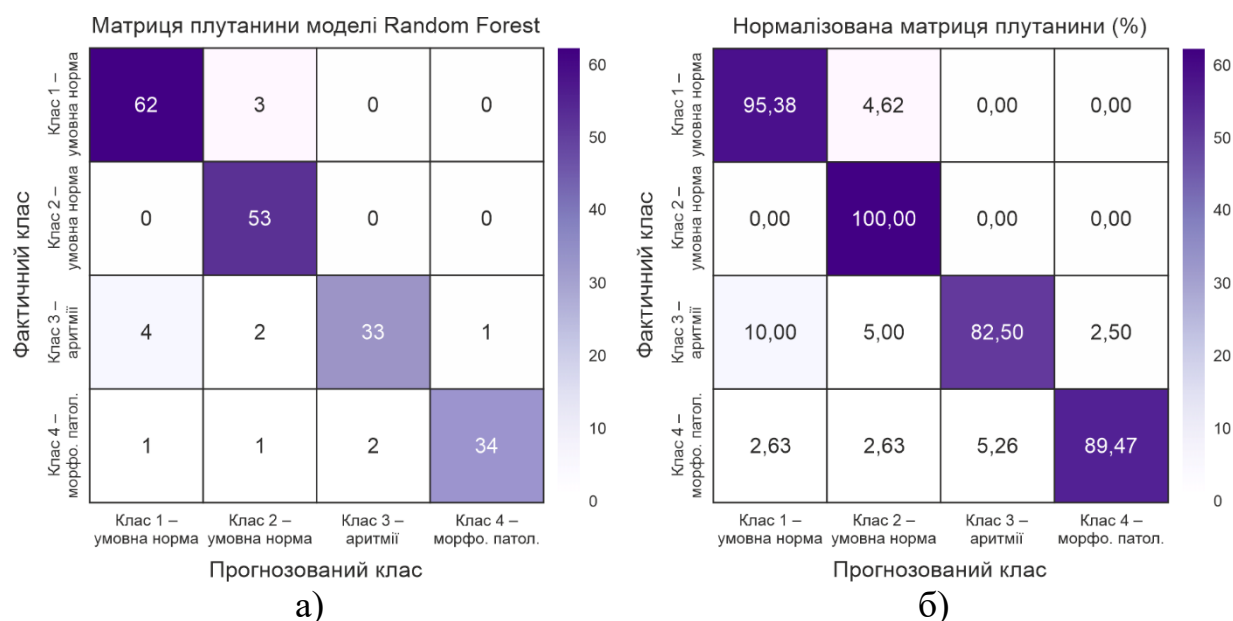


Рисунок 4.5 – Матриця плутанини (а) та нормалізована матриця плутанини (б) моделі Random Forest

Криві прецизійності-повноти (Precision-Recall) зберігають рівень прецизійності вище 0,9 у широкому діапазоні Recall, ROC-криві (криві робочих характеристик приймача) для всіх класів розташовані поблизу лівого верхнього кута, а значення AUC перевищує 0,96 (максимум – 0,995 для класу 2) (рис. 4.6).

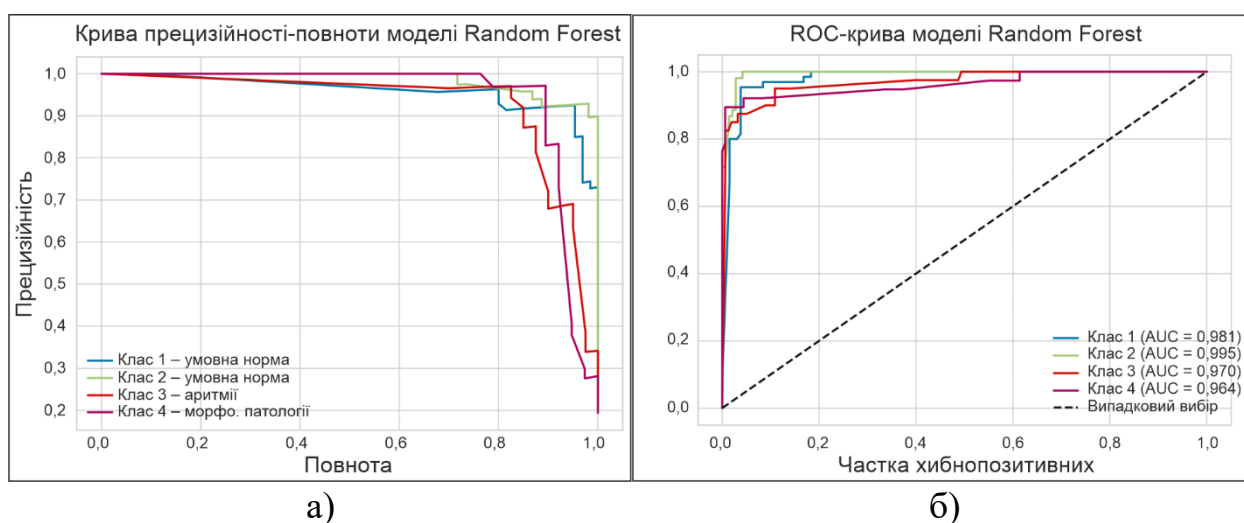


Рисунок 4.6 – Крива прецизійності-повноти (а) та ROC-крива (б) з показниками AUC для багатокласової класифікації

Детальні метрики ефективності для кожного класу наведено в табл. 4.11.

Таблиця 4.11 – Показники ефективності моделі Random Forest

Клас	TP	TN	FP	FN	Точність класифікації (Accuracy)	Повнота (Recall)	Специфічність (Specificity)	Прецизійність (Precision)	F1-міра	Геометр. середнє (GMean)
1	62	126	5	3	0,9591	0,9538	0,9618	0,9253	0,9393	0,9578
2	53	137	6	0	0,9693	1,0000	0,9580	0,8983	0,9464	0,9787
3	33	154	2	7	0,9540	0,8250	0,9871	0,9428	0,8800	0,9024
4	34	157	1	4	0,9744	0,8947	0,9936	0,9714	0,9315	0,9429

TP – істинно позитивні; TN – істинно негативні; FP – хибно позитивні; FN – хибно негативні результати.

Значення Accuracy перевищує 95% для всіх класів. Висока Recall у поєднанні з Specificity свідчить про збалансовану здатність моделі виявляти як патологічні, так і нормальні записи. Стабільні значення F1, G-Mean, Карра та MCC підтверджують надійність класифікації навіть за нерівномірного розподілу класів – ці метрики є стійкими до дисбалансу і свідчать про відсутність зміщення моделі в бік домінуючого класу норми.

#### 4.2.4. Інтерпретація результатів за допомогою SHAP-аналізу

Для інтерпретації побудованої моделі застосовано SHAP-аналіз (SHapley Additive exPlanations) [149] – метод пояснюваного штучного інтелекту, що кількісно оцінює внесок кожної ознаки у класифікаційне рішення на глобальному (для всієї вибірки) та локальному (для окремих спостережень) рівнях.

Рейтинг важливості ознак (рис. 4.7) показує, що асиметрія (Sk) та ексцес (Kur) мають найбільший вплив на класифікаційні рішення. Фізіологічне обґрунтування діагностичної значущості асиметрії та ексцесу ФАВ: при морфологічних патологіях міокарда – ішемічній хворобі серця, гіпертрофії міокарда, БЛНПГ та кардіоміопатіях – електрофізіологічні зміни

проявляються у порушенні однорідності процесів деполяризації та реполяризації шлуночків. Зокрема, зони фіброзу, ішемії або аномальної провідності генерують локальні відхилення амплітуд зубців ЕКС від циклу до циклу, що призводить до появи асиметричного та гостровершинного розподілу амплітудної варіабельності [150], [151], [152]. У нормі розподіл амплітудної варіабельності є симетричним із близькими до нуля значеннями асиметрії ( $Sk \approx 0$ ) та ексцесу ( $Kur \approx 0$ ), оскільки електрична активація міокарда є стабільною та однорідною. При патологічних станах порушення провідності та неоднорідність скорочення міокарда спричиняють появу рідкісних, але значних відхилень амплітуд у окремих циклах, що статистично проявляється у зростанні ексцесу (гостровершинність розподілу) та зміщенні його центру (асиметрія). Саме ці відхилення від симетричного розподілу є кількісним відображенням електрофізіологічної нестабільності міокарда і вловлюються моделлю як ключові діагностичні ознаки, що підтверджується результатами SHAP-аналізу.

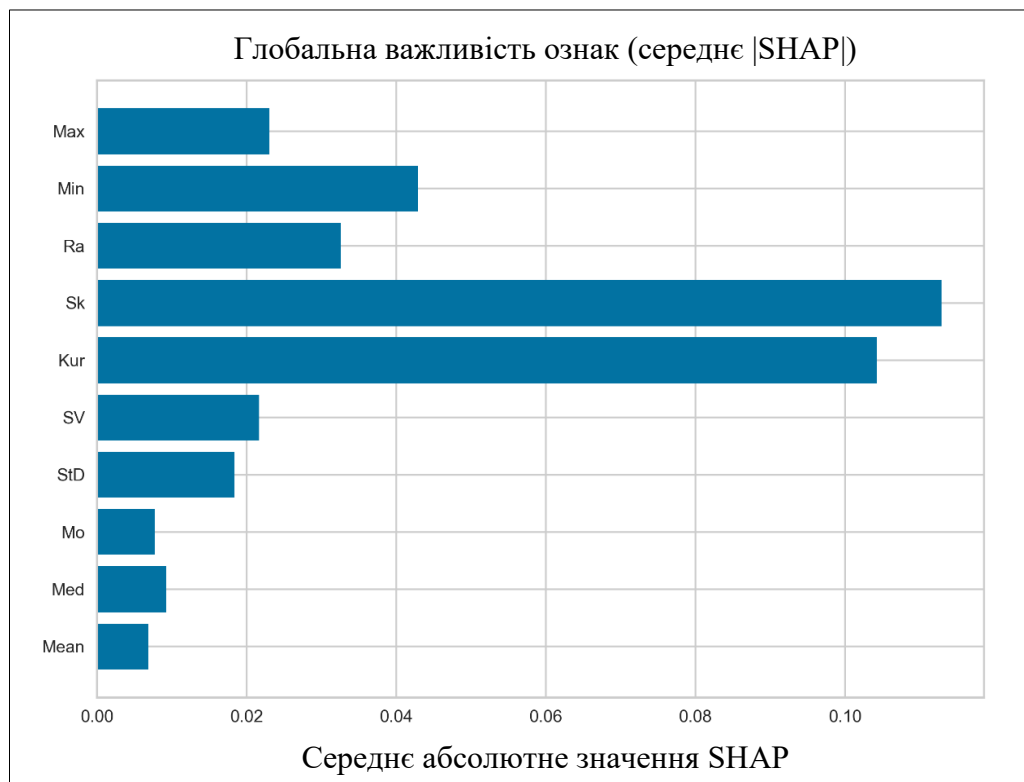


Рисунок 4.7 – Глобальна важливість ознак на основі середніх абсолютних значень SHAP

Узагальнені SHAP-діаграми (рис. 4.8) дають змогу оцінити напрямок впливу ознак на ймовірність належності до кожного класу. Для класу 1 (норма) домінують Sk та Kur: низькі значення Kur підвищують ймовірність класу 1, тоді як відхилення від нуля – знижують. Для класу 2 (нормальний синусовий ритм з низьким клінічним ризиком) вирішальним є Sk, причому низькі його значення збільшують ймовірність цього класу. Клас 3 (аритмії) характеризується домінуванням Min: низькі значення мінімуму амплітудної варіабельності є головним індикатором аритмії. Для класу 4 (морфологічні патології) провідними є Sk та Kur з позитивним напрямком впливу – зростання асиметрії та гостровершинності збільшує ймовірність морфологічної патології.

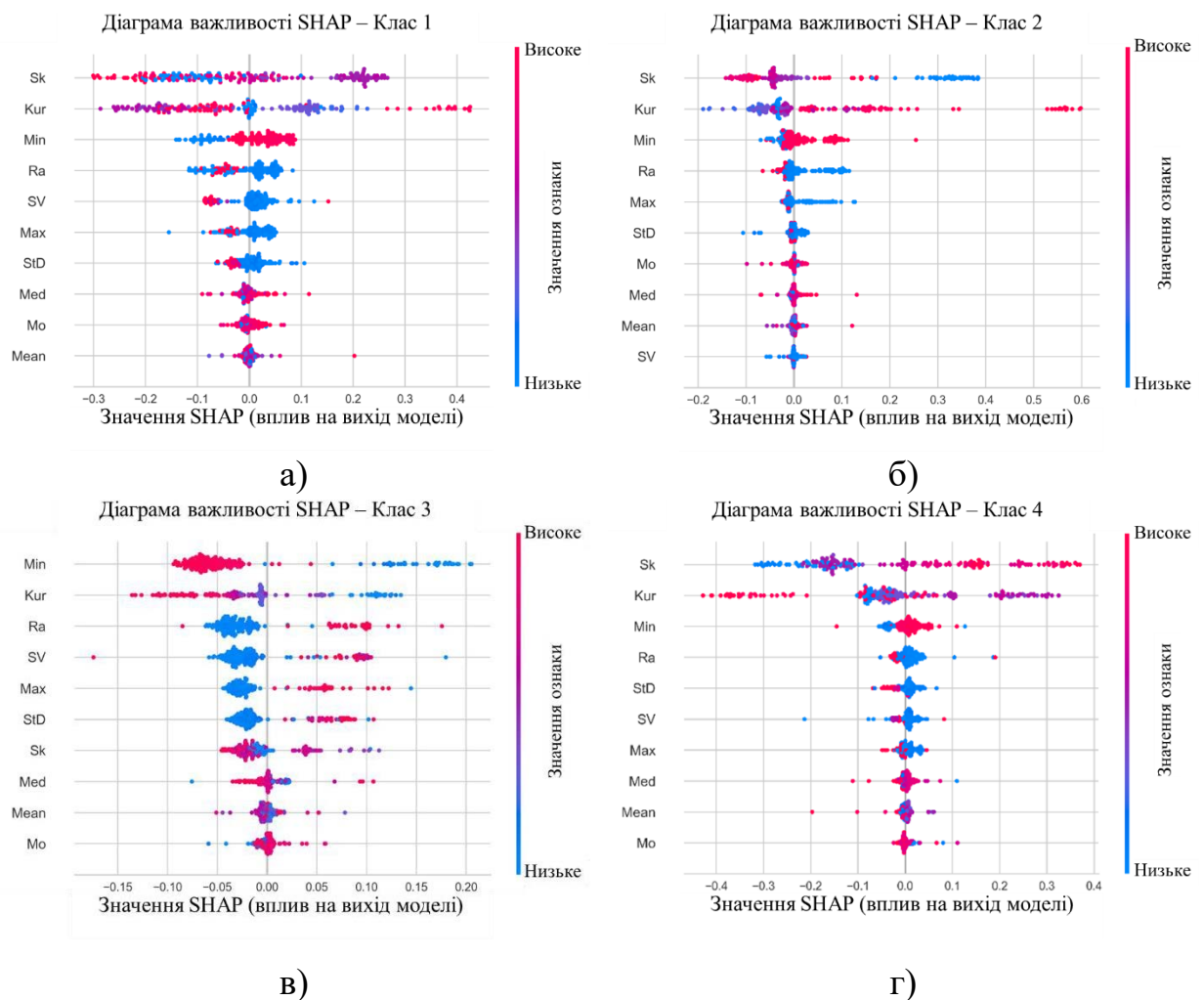


Рисунок 4.8 – Діаграми важливості SHAP для чотирьох класів: клас 1 (а), клас 2 (б), клас 3 (в) та клас 4 (г)

Для ілюстрації роботи моделі на рівні окремого спостереження обрано зразок 42 як типовий представник класу 4 з чіткими морфологічними ознаками патології. SHAP-діаграми водоспаду (рис. 4.9) показують покроковий розподіл внесків ознак від базової оцінки  $E[f(X)]$  до остаточного класифікаційного рішення  $f(x)$  для конкретного зразка, де кожна ознака або збільшує, або зменшує ймовірність належності до поточного класу. Для класу 4 показники Sk та Kur забезпечують найбільший позитивний внесок, що зумовлює остаточну ймовірність належності зразка до класу морфологічних патологій на рівні 0,898. Для класів 1, 2 та 3 той самий зразок отримує суттєво нижчі значення  $f(x)$ , що підтверджує коректність класифікаційного рішення.

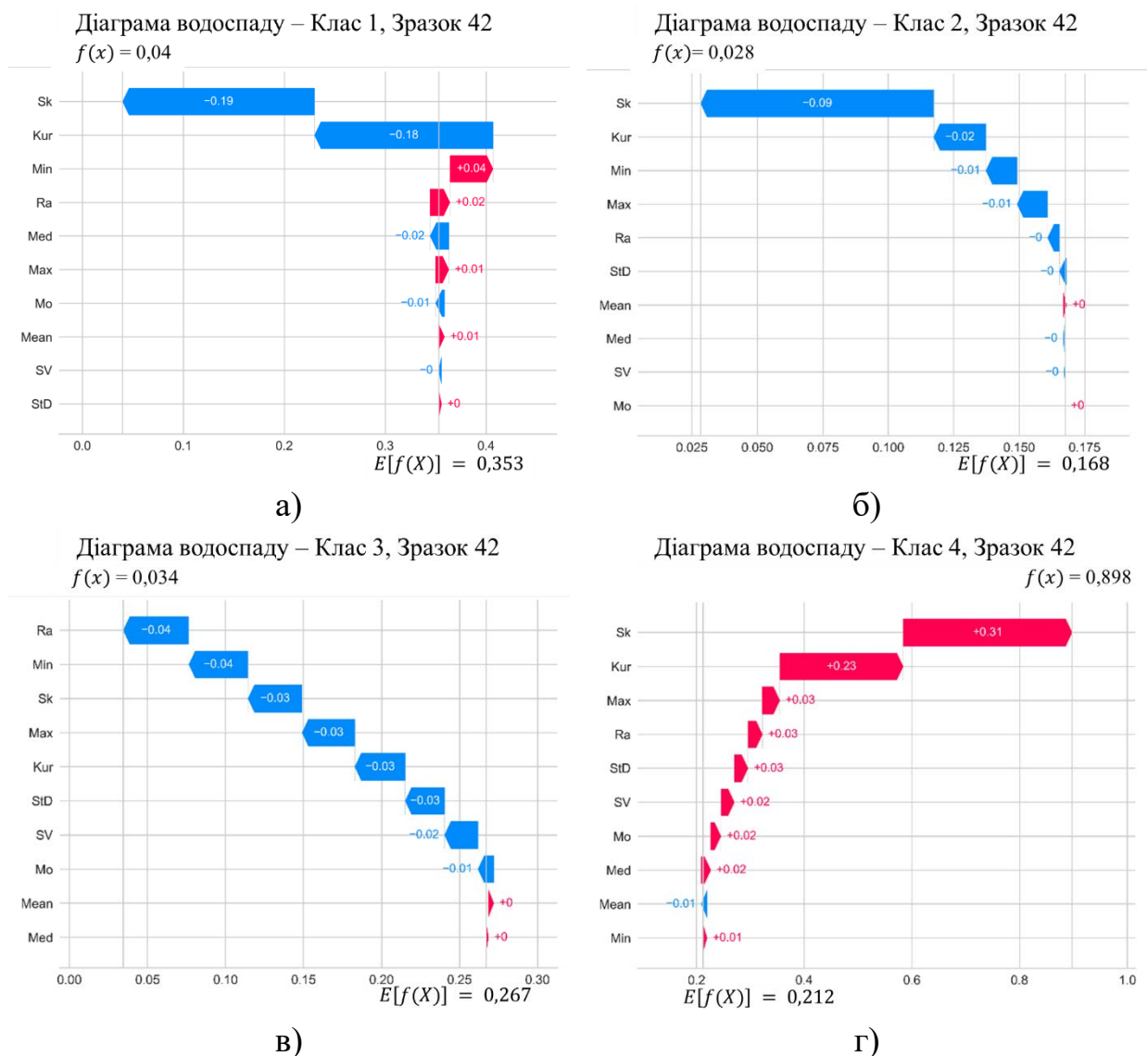


Рисунок 4.9 – Діаграми водоспаду SHAP для зразка 42 за класами: клас 1 (а), клас 2 (б), клас 3 (в) та клас 4 (г)

Таким чином, SHAP-аналіз підтверджує, що модель Random Forest з калібруванням ймовірностей прийняла інтерпретоване та патофізіологічно обґрунтоване рішення: асиметрія та гостровершинність ФАВ є ключовими ознаками морфологічних патологій міокарда.

### 4.3. Висновки до розділу 4

1. Розроблено програмний комплекс «Статистична обробка та моделювання циклічних сигналів» як програмну реалізацію запропонованої ІТ інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС, що дало змогу забезпечити повний ланцюжок опрацювання – від завантаження вхідних даних до отримання статистичних оцінок морфологічних та ритмічних ознак і генерації синтетичних реалізацій для навчання класифікаторів. Програмну реалізацію описано в додатку І, фрагмент програмного коду наведено в додатку К.

2. Проведено експериментальне дослідження ефективності чотирьох алгоритмів виявлення аномалій (OneClassSVM з RBF-ядром, Isolation Forest, Local Outlier Factor та Elliptic Envelope) для класифікації передсердних аритмій – фібриляції та тріпотіння передсердь – за морфологічними та ритмічними ознаками ЕКС, що дало змогу встановити доцільність використання методів виявлення аномалій в задачах однокласової класифікації в умовах обмеженої кількості навчальних прикладів.

3. Встановлено принципово різний вплив попередньої обробки даних (StandardScaler та PCA) на якість класифікації морфологічних та ритмічних порушень: для морфологічних ознак комбінація стандартизації та зниження розмірності виявилася критично важливим чинником підвищення точності – з діапазону 52-83 % до 98-100 %; для ритмічних ознак цей вплив виявився незначним, що дало змогу обґрунтувати диференційований підхід до попередньої обробки при аналізі різних типів патологій.

4. Проведено порівняльний аналіз ефективності досліджених алгоритмів виявлення аномалій, на підставі якого встановлено, що метод локального фактора викиду (LOF) демонструє найбільш стабільні результати класифікації морфологічних порушень, а підходи Isolation Forest, LOF та Elliptic Envelope забезпечують однаково високу ефективність при класифікації ритмічних порушень. Встановлено, що запропонований підхід забезпечує ефективну класифікацію при суттєво меншій обчислювальній складності порівняно з архітектурами глибокого навчання, що робить його перспективним для застосування в умовах обмежених обчислювальних ресурсів.

5. Сформовано набір даних із 651 спостереження з відкритих репозиторіїв PhysioNet та проведено класифікацію ССЗ чотирьох класів на основі статистичних дескрипторів ФАВ зубців ЕКС із застосуванням AutoML PyCaret, що дало змогу встановити найвищу ефективність моделі Random Forest (Accuracy = 0,9187; AUC = 0,9433) та забезпечити надійну класифікацію патологій з точністю понад 95 % для всіх діагностичних класів.

6. Виконано інтерпретацію результатів класифікації за допомогою SHAP-аналізу на глобальному та локальному рівнях, що дало змогу встановити, що коефіцієнти асиметрії та ексцесу ФАВ є ключовими діагностичними ознаками морфологічних патологій міокарда, тоді як мінімум функції є провідним індикатором аритмій, та тим самим підтвердити патофізіологічну обґрунтованість і інтерпретованість прийнятих класифікаційних рішень.

7. Здійснено зіставлення (порівняння) запропонованого підходу з сучасними архітектурами глибокого навчання (CNN, bi-LSTM, CNN-RNN) на основі даних літератури. Встановлено, що запропонована ІТ забезпечує ефективну класифікацію ССЗ в умовах обмеженої вибірки при суттєво меншій обчислювальній складності. Алгоритми виявлення аномалій у поєднанні з SHAP-аналізом формують статистичні характеристики сигналу з чіткою фізіологічною та діагностичною інтерпретацією, що відповідає клінічній практиці та нормативним вимогам до пояснюваності діагностичних рішень.

Сформований ознаковий простір на основі функцій амплітудної та часової варіабельності може використовуватися як інформативний вхідний набір ознак для моделей глибокого навчання. Пряме порівняння на єдиному наборі даних та єдиному протоколі перевірки визначено як пріоритетний напрям подальших досліджень.

## ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язано актуальне наукове завдання розроблення моделей та методів інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС, що базуються на математичному апараті ЦВП та сучасних алгоритмах машинного навчання, і забезпечують підвищення ефективності автоматизованої кардіодіагностики. При цьому отримано наступні наукові та практичні результати.

1. *Проаналізовано та систематизовано* відомі математичні моделі ЕКС, що враховують їх циклічність, а також методи ідентифікації та статистичного аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС, алгоритми прийняття діагностичних рішень, зокрема сучасні підходи машинного навчання та інтелектуального аналізу даних. На основі аналізу визначено обмеження існуючих моделей, методів та алгоритмів, обґрунтовано актуальність і необхідність розроблення нових моделей та методів інтелектуального аналізу морфо-ритмічної структури ЕКС, сформовано відповідні вимоги до розробки.

2. *Запропоновано математичну модель* ЕКС у вигляді ЦВП із сегментною зонною структурою, що враховує циклічність, варіабельність ритму та випадкову мінливість морфологічної структури ЕКС, зонну сегментну структуру сигналу, що відповідає його характерним хвилям. На основі моделі здійснено оцінювання ритмічної зонної структури ЕКС та проведено статистичний аналіз морфологічної структури ЕКС з метою ідентифікації ритмічних та морфологічних ознак.

*Запропоновано математичну модель* амплітудної варіабельності ЕКС у вигляді ФАВ – стаціонарного часового ряду приростів амплітуд зубців ЕКС у послідовних кардіоциклах, що дало змогу врахувати міжциклову стохастичну динаміку морфологічної структури кардіоциклу. *Запропоновано математичну модель* ФЧВ – послідовності часових інтервалів між піками зубців у послідовних кардіоциклах.

Ці моделі дали змогу формалізувати міжциклову стохастичну динаміку амплітудної та ритмічної структури ЕКС і стали основою для ідентифікації діагностично значущих ознак.

3. *Розроблено методи ідентифікації та інтелектуального аналізу ритмічних і морфологічних ознак ЕКС.* На основі моделі ЦВП із сегментною зонною структурою ідентифіковано ритмічні ознаки (тривалості характерних хвиль) та морфологічні ознаки (математичне сподівання і дисперсія ЕКС в межах циклу). Це дало змогу отримати інформативні характеристики, що характеризують не тільки усереднену морфологію ЕКС, але й варіабельність його морфологічної структури.

Із застосуванням спектрального аналізу ідентифікованих морфологічних ознак виявлено діагностичні спектральні патерни для різних типів кардіологічних патологій. На основі статистичного аналізу ФАВ та ФЧВ ідентифіковано комплекси інформативних ознак із використанням моментів першого-четвертого порядку, що суттєво розширило діагностичні можливості аналізу морфо-ритмічної структури ЕКС.

4. *Проведено порівняльне дослідження алгоритмів виявлення аномалій (OneClassSVM з RBF-ядром, Isolation Forest, Local Outlier Factor та Elliptic Envelope) для класифікації передсердних аритмій – фібриляції та тріпотіння передсердь – за морфологічними та ритмічними ознаками ЕКС на основі ФАВ і ФЧВ.* Встановлено, що застосування попередньої обробки даних (StandardScaler + PCA) є важливим для класифікації за морфологічними ознаками (точність зростає до 98-100 %), тоді як ритмічні ознаки є відносно нечутливими до нормалізації. Метод локального фактора викиду (LOF) продемонстрував найбільш стабільні результати при класифікації морфологічних порушень, а підходи Isolation Forest, LOF та Elliptic Envelope – однаково високу ефективність при класифікації ритмічних порушень.

5. *Обґрунтовано ефективність класифікатора Random Forest для прийняття діагностичних рішень на основі статистичних дескрипторів ФАВ зубців ЕКС: на наборі даних із 651 спостереження (PhysioNet) досягнуто*

Accuracy = 0,9187 та AUC = 0,9433 при чотирикласовій класифікації ССЗ. Застосування SHAP-аналізу встановило, що коефіцієнти асиметрії та ексцесу ФАВ є ключовими діагностичними ознаками морфологічних патологій міокарда, що підтверджує патофізіологічну обґрунтованість і інтерпретованість прийнятих класифікаційних рішень.

6. *Розроблені моделі та методи реалізовано у вигляді програмного комплексу, що забезпечує: попереднє опрацювання та графічне відображення ЕКС; оцінювання ритмічних і морфологічних ознак; класифікацію патологічних станів із використанням алгоритмів машинного навчання. Програмний комплекс реалізовано на основі методів математичного та комп'ютерного моделювання із застосуванням спеціалізованих засобів розроблення програмного забезпечення, що розширило функціональність підтримки прийняття рішень у процесі автоматизованої кардіодіагностики.*

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] “Cardiovascular diseases (CVDs).” Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)).
- [2] N. Verstiuk, “Серцево-судинні захворювання залишаються провідною причиною смертності у світі,” ЛОЦ КПХ МОЗ України. Accessed: Mar. 01, 2026. [Online]. Available: <https://lviv.cdc.gov.ua/post/серцево-судинні-захворювання-залишаються-провідною-причиною-смертності-у-світі>.
- [3] “В Україні створили українсько-данську платформу по боротьбі з серцево-судинними хворобами,” LB.ua. Accessed: Apr. 05, 2026. [Online]. Available: [https://lb.ua/health/2025/12/04/710133\\_ukrayini\\_stvorili.html](https://lb.ua/health/2025/12/04/710133_ukrayini_stvorili.html).
- [4] F. J. Chorro Gascó, “Clinical electrocardiography. A textbook,” *Revista Española de Cardiología (English Edition)*, vol. 75, no. 5, p. 453, May 2022, doi: 10.1016/j.rec.2021.12.012.
- [5] P. Kligfield *et al.*, “Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram: Part I: The Electrocardiogram and Its Technology: A Scientific Statement From the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology; the American College of Cardiology Foundation; and the Heart Rhythm Society *Endorsed by the International Society for Computerized Electrocardiology*,” *Circulation*, vol. 115, no. 10, pp. 1306–1324, Mar. 2007, doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200.
- [6] “ECG interpretation: Characteristics of the normal ECG (P-wave, QRS complex, ST segment, T-wave),” *The Cardiovascular*. Accessed: Feb. 01, 2026. [Online]. Available: <https://ecgwaves.com/topic/ecg-normal-p-wave-qrs-complex-st-segment-t-wave-j-point/>.
- [7] H. Holm *et al.*, “Several common variants modulate heart rate, PR interval and QRS duration,” *Nat Genet*, vol. 42, no. 2, pp. 117–122, Feb. 2010, doi: 10.1038/ng.511.

- [8] P. W. Macfarlane, A. Van Oosterom, O. Pahlm, P. Kligfield, M. Janse, and J. Camm, Eds., *Comprehensive Electrocardiology*. London: Springer London, 2010. doi: 10.1007/978-1-84882-046-3.
- [9] K. Thygesen *et al.*, “Fourth Universal Definition of Myocardial Infarction (2018),” *Circulation*, vol. 138, no. 20, Nov. 2018, doi: 10.1161/CIR.0000000000000617.
- [10] C. Conrath and T. Opthof, “The patient U wave,” *Cardiovascular Research*, vol. 67, no. 2, pp. 184–186, Aug. 2005, doi: 10.1016/j.cardiores.2005.05.027.
- [11] R. Schimpf, C. Veltmann, C. Giustetto, F. Gaita, M. Borggrefe, and C. Wolpert, “*In vivo* Effects of Mutant HERG K<sup>+</sup> Channel Inhibition by Disopyramide in Patients with a Short QT-1 Syndrome: A Pilot Study,” *Cardiovasc electrophysiol*, vol. 18, no. 11, pp. 1157–1160, Nov. 2007, doi: 10.1111/j.1540-8167.2007.00925.x.
- [12] P. M. Rautaharju, B. Surawicz, and L. S. Gettes, “AHA/ACCF/HRS Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 53, no. 11, pp. 982–991, Mar. 2009, doi: 10.1016/j.jacc.2008.12.014.
- [13] “What Is Information Technology? A Beginner’s Guide to the World of IT,” Rasmussen University. Accessed: Feb. 03, 2026. [Online]. Available: <https://www.rasmussen.edu/degrees/technology/blog/what-is-information-technology/>.
- [14] M. AlGhatrif and J. Lindsay, “A brief review: history to understand fundamentals of electrocardiography,” *Journal of Community Hospital Internal Medicine Perspectives*, vol. 2, no. 1, p. 14383, Jan. 2012, doi: 10.3402/jchimp.v2i1.14383.
- [15] D. Panchbudhe and P. Phutane, “Advances in ECG Technology and Instrumentation,” in *2024 International Conference on Healthcare Innovations, Software and Engineering Technologies (HISSET)*, Karad, India: IEEE, Jan. 2024, pp. 304–308. doi: 10.1109/HISSET61796.2024.00094.

- [16] E. Fung *et al.*, “Electrocardiographic patch devices and contemporary wireless cardiac monitoring,” *Front. Physiol.*, vol. 6, May 2015, doi: 10.3389/fphys.2015.00149.
- [17] Л. Мосій, А. Сверстюк, А. Ремез, and В. Марковський, “Аналіз досліджень жорсткості армованих композитів в радіотехніці та медицині,” *Herald of Khmelnytskyi National University. Technical sciences*, vol. 357, no. 5.2, pp. 55–71, Sep. 2025, doi: 10.31891/2307-5732-2025-357-66.
- [18] Y. Gerasimova, F. Sidi, V. Ivel, V. Avdeyev, L. N. Abdullah, and S. Moldakhmetov, “Automated real-time electrocardiogram diagnosis based on the modified Pan-Tompkins algorithm for long-term monitoring systems,” *EEJET*, vol. 4, no. 5 (136), pp. 15–27, Aug. 2025, doi: 10.15587/1729-4061.2025.336172.
- [19] L. V. R. Kumari, Y. P. Sai, N. Balaji, and K. Viswada, “FPGA based arrhythmia detection,” *Procedia Computer Science*, vol. 57, pp. 970–979, 2015, doi: 10.1016/j.procs.2015.07.495.
- [20] Л. Є. Мосій and А. С. Сверстюк, “Методи моделювання та класифікації електрокардіосигналів,” *CIT*, no. 58, pp. 104–115, Mar. 2025, doi: 10.36910/6775-2524-0560-2025-58-12.
- [21] T. Kulzhanov and A. Myrzakerimova, “Comparative analysis of neural network architectures for cardiovascular disease diagnosis using electrocardiogram data,” in *2025 IEEE 5th International Conference on Smart Information Systems and Technologies (SIST)*, Astana, Kazakhstan: IEEE, May 2025, pp. 1–6. doi: 10.1109/SIST61657.2025.11139351.
- [22] N. S. Kadiyala, V. L. Seshagiri, P. G. P. Melam, and S. K. Vupputuri, “Unveiling heart arrhythmias: ECG signal analysis,” *ijmst*, vol. 10, no. 2, pp. 2260–2270, Oct. 2023, doi: 10.15379/ijmst.v10i2.2814.
- [23] S. M. Rayavarapu, T. ShanmukhaPrasanthi, Y. L. Lavanya, G. S. Kumar, G. SaibhushanaRao, and A. Singham, “Synthesis of ECG signals using Generative Adversarial Networks,” in *2023 Second International Conference on Electrical, Electronics, Information and Communication Technologies (ICEEICT)*,

- Trichirappalli, India: IEEE, Apr. 2023, pp. 1–4. doi: 10.1109/ICEEICT56924.2023.10157951.
- [24] S. Jana, “Advances in ECG Digitization and Analysis Using AI, Image Processing, and Synthetic Data Generation,” *IJSREM*, vol. 09, no. 06, pp. 1–9, Jun. 2025, doi: 10.55041/IJSREM51006.
- [25] N. Varma *et al.*, “HRS/EHRA/APHRS/LAHRS/ACC/AHA worldwide practice update for telehealth and arrhythmia monitoring during and after a pandemic,” *Heart Rhythm*, vol. 17, no. 9, pp. e255–e268, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.hrthm.2020.06.010.
- [26] O. Tolu-Akinnawo, F. Ezekwueme, and T. Awoyemi, “Telemedicine in Cardiology: Enhancing Access to Care and Improving Patient Outcomes,” *Cureus*, Jun. 2024, doi: 10.7759/cureus.62852.
- [27] D. Dias and J. Paulo Silva Cunha, “Wearable Health Devices–Vital Sign Monitoring, Systems and Technologies,” *Sensors*, vol. 18, no. 8, p. 2414, Jul. 2018, doi: 10.3390/s18082414.
- [28] D. Bartusik-Aebisher, K. Rogóż, and D. Aebisher, “Artificial intelligence and ECG: a new frontier in cardiac diagnostics and prevention,” *Biomedicines*, vol. 13, no. 7, p. 1685, Jul. 2025, doi: 10.3390/biomedicines13071685.
- [29] D. Kim, J. Min, and S. H. Ko, “Recent Developments and Future Directions of Wearable Skin Biosignal Sensors,” *Advanced Sensor Research*, vol. 3, no. 2, p. 2300118, Feb. 2024, doi: 10.1002/adsr.202300118.
- [30] I. Hernández-Romero, R. Molero, C. Fambuena-Santos, C. Herrero-Martín, A. M. Climent, and M. S. Guillem, “Electrocardiographic imaging in the atria,” *Med Biol Eng Comput*, vol. 61, no. 4, pp. 879–896, Apr. 2023, doi: 10.1007/s11517-022-02709-7.
- [31] H. Pereira, S. Niederer, and C. A. Rinaldi, “Electrocardiographic imaging for cardiac arrhythmias and resynchronization therapy,” *EP Europace*, vol. 22, no. 10, pp. 1447–1462, Oct. 2020, doi: 10.1093/europace/eaal165.

- [32] D. Brisinda, P. Fenici, and R. Fenici, “Clinical magnetocardiography: the unshielded bet–past, present, and future,” *Front. Cardiovasc. Med.*, vol. 10, p. 1232882, Aug. 2023, doi: 10.3389/fcvm.2023.1232882.
- [33] I. Chaikovsky *et al.*, “Unshielded Magnetocardiography in Clinical Practice: Detection of Myocardial Damage in CAD Patients and in Patients Recovered from COVID-19,” in *Clinical Use of Electrocardiogram*, U. Lakshmanadoss, Ed., IntechOpen, 2023. doi: 10.5772/intechopen.104924.
- [34] L. A. Fleisher and R. B. Weiskopf, “Real-time Intraoperative Monitoring of Myocardial Ischemia in Noncardiac Surgery,” *Anesthesiology*, vol. 92, no. 4, pp. 1183–1188, Apr. 2000, doi: 10.1097/00000542-200004000-00037.
- [35] “Холтер ЕКГ – добове холтерівське моніторування ЕКГ, тиску.” Accessed: Nov. 01, 2025. [Online]. Available: <https://ps-medical.com.ua/cardiologist/holter-monitoring/>.
- [36] “Електрокардіограф юкард 100,” Компанія «ЮТАС» – Інноваційне медичне обладнання. Accessed: Nov. 04, 2025. [Online]. Available: <https://utasco.com/product/elektrokardiohraf-ucard-100/>.
- [37] S. Akselrod, D. Gordon, F. A. Ubel, D. C. Shannon, A. C. Berger, and R. J. Cohen, “Power Spectrum Analysis of Heart Rate Fluctuation: A Quantitative Probe of Beat-to-Beat Cardiovascular Control,” *Science*, vol. 213, no. 4504, pp. 220–222, Jul. 1981, doi: 10.1126/science.6166045.
- [38] M. Vollmer, “Arrhythmia Classification in Long-Term Data Using Relative RR Intervals,” presented at the 2017 Computing in Cardiology Conference, Sep. 2017. doi: 10.22489/CinC.2017.213-185.
- [39] A. Jaya Prakash, A. Nasreddine Belkacem, I. M. Elfadel, H. F. Jelinek, and M. Atef, “Advances in machine and deep learning for ECG beat classification: a systematic review,” *Front. Digit. Health*, vol. 7, p. 1649923, Nov. 2025, doi: 10.3389/fdgth.2025.1649923.
- [40] A. Lyon, A. Mincholé, J. P. Martínez, P. Laguna, and B. Rodriguez, “Computational techniques for ECG analysis and interpretation in light of their

- contribution to medical advances,” *J. R. Soc. Interface.*, vol. 15, no. 138, p. 20170821, Jan. 2018, doi: 10.1098/rsif.2017.0821.
- [41] A. Kravchenko, T. Kovzolovich, and L. Fainzilberg, “New possibilities of electrocardiography analysis for the diagnosis of myocardial ischemia,” *Clin. and prev. med.*, no. 1, pp. 47–60, Jun. 2019, doi: 10.31612/2616-4868.1(7).2019.07.
- [42] A. L. Goldberger, Z. D. Goldberger, and A. Shvilkin, *Goldberger’s clinical electrocardiography: a simplified approach*, Tenth edition. Philadelphia, PA: Elsevier, 2024.
- [43] I. Tomasic, R. Trobec, and V. Avbelj, “Multivariate linear regression based synthesis of 12-lead ECG from three bipolar leads,” in *Proceedings of the Third International Conference on Health Informatics*, Valencia, Spain: SciTePress - Science and Technology Publications, 2010, pp. 216–221. doi: 10.5220/0002697702160221.
- [44] Y. Jia *et al.*, “Preprocessing and Denoising Techniques for Electrocardiography and Magnetocardiography: A Review,” *Bioengineering*, vol. 11, no. 11, p. 1109, Nov. 2024, doi: 10.3390/bioengineering11111109.
- [45] A. Gibbs *et al.*, “A universal, high-performance ECG signal processing engine to reduce clinical burden,” *Noninvasive Electrocardiol.*, vol. 27, no. 5, p. e12993, Sep. 2022, doi: 10.1111/anec.12993.
- [46] J. Pan and W. J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230–236, Mar. 1985, doi: 10.1109/TBME.1985.325532.
- [47] E. J. Sam Jeeva Raj and R. Palaniappan, “A novel method for movement quality analysis of lower limb joints using surface electromyography signals and k-means clustering technique,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 95, p. 106455, Sep. 2024, doi: 10.1016/j.bspc.2024.106455.
- [48] T.-W. Bae, K.-K. Kwon, and K.-H. Kim, “Electrocardiogram Fiducial Point Detector Using a Bilateral Filter and Symmetrical Point-Filter Structure,” *IJERPH*, vol. 18, no. 20, p. 10792, Oct. 2021, doi: 10.3390/ijerph182010792.

- [49] J. Rahul, M. Sora, and L. D. Sharma, “A novel and lightweight P, QRS, and T peaks detector using adaptive thresholding and template waveform,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 132, p. 104307, May 2021, doi: 10.1016/j.compbiomed.2021.104307.
- [50] M. Elgendi, “Fast QRS Detection with an Optimized Knowledge-Based Method: Evaluation on 11 Standard ECG Databases,” *PLoS ONE*, vol. 8, no. 9, p. e73557, Sep. 2013, doi: 10.1371/journal.pone.0073557.
- [51] D. Tenepalli and T. M. Navamani, “Advancing cardiac diagnostics: high-accuracy arrhythmia classification with the EGOLF-net model,” *Front. Physiol.*, vol. 16, p. 1613812, Jun. 2025, doi: 10.3389/fphys.2025.1613812.
- [52] D. Kim *et al.*, “A novel hybrid CNN-transformer model for arrhythmia detection without R-peak identification using stockwell transform,” *Sci Rep*, vol. 15, no. 1, p. 7817, Mar. 2025, doi: 10.1038/s41598-025-92582-9.
- [53] A. K. Singh and S. Krishnan, “ECG signal feature extraction trends in methods and applications,” *BioMed Eng OnLine*, vol. 22, no. 1, p. 22, Mar. 2023, doi: 10.1186/s12938-023-01075-1.
- [54] D. Meltzer and D. Luengo, “ECG-Based Biometric Recognition: A Survey of Methods and Databases,” *Sensors*, vol. 25, no. 6, p. 1864, Mar. 2025, doi: 10.3390/s25061864.
- [55] C. Nagel, N. Pilia, A. Loewe, and O. Dössel, “Quantification of Interpatient 12-lead ECG Variabilities within a Healthy Cohort,” *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 6, no. 3, pp. 493–496, Sep. 2020, doi: 10.1515/cdbme-2020-3127.
- [56] P. M. Rautaharju and Z. Zhang, “Linearly Scaled, Rate-Invariant Normal Limits for QT Interval: Eight Decades of Incorrect Application of Power Functions,” *Cardiovasc electrophysiol*, vol. 13, no. 12, pp. 1211–1218, Dec. 2002, doi: 10.1046/j.1540-8167.2002.01211.x.
- [57] M. Malik, P. Färholm, V. Batchvarov, K. Hnatkova, and A. J. Camm, “Relation between QT and RR intervals is highly individual among healthy subjects:

- implications for heart rate correction of the QT interval,” *Heart*, vol. 87, no. 3, pp. 220–228, Mar. 2002, doi: 10.1136/heart.87.3.220.
- [58] J. Ramirez, M. Orini, J. D. Tucker, E. Pueyo, and P. Laguna, “Variability of Ventricular Repolarization Dispersion Quantified by Time-Warping the Morphology of the T-Waves,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 7, pp. 1619–1630, Jul. 2017, doi: 10.1109/TBME.2016.2614899.
- [59] R. L. Verrier *et al.*, “Microvolt T-Wave Alternans,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 58, no. 13, pp. 1309–1324, Sep. 2011, doi: 10.1016/j.jacc.2011.06.029.
- [60] T. You, C. Luo, K. Zhang, and H. Zhang, “Electrophysiological Mechanisms Underlying T-Wave Alternans and Their Role in Arrhythmogenesis,” *Front. Physiol.*, vol. 12, p. 614946, Mar. 2021, doi: 10.3389/fphys.2021.614946.
- [61] M. Malik, “Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use: Task Force of The European Society of Cardiology and the North American Society for Pacing and Electrophysiology,” *Noninvasive Electrocardiol*, vol. 1, no. 2, pp. 151–181, Apr. 1996, doi: 10.1111/j.1542-474X.1996.tb00275.x.
- [62] R. E. Kleiger, P. K. Stein, and J. T. Bigger, “Heart Rate Variability: Measurement and Clinical Utility,” *Noninvasive Electrocardiol*, vol. 10, no. 1, pp. 88–101, Jan. 2005, doi: 10.1111/j.1542-474X.2005.10101.x.
- [63] F. Shaffer and J. P. Ginsberg, “An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms,” *Front. Public Health*, vol. 5, p. 258, Sep. 2017, doi: 10.3389/fpubh.2017.00258.
- [64] M. Rohr, M. Tarvainen, S. Miri, G. Güney, A. Vehkaoja, and C. Hoog Antink, “An extensive quantitative analysis of the effects of errors in beat-to-beat intervals on all commonly used HRV parameters,” *Sci Rep*, vol. 14, no. 1, p. 2498, Jan. 2024, doi: 10.1038/s41598-023-50701-4.
- [65] Y. Amekran, N. Damoun, and A. J. El Hangouche, “Analysis of frequency-domain heart rate variability using absolute versus normalized values:

- implications and practical concerns,” *Front. Physiol.*, vol. 15, p. 1470684, Sep. 2024, doi: 10.3389/fphys.2024.1470684.
- [66] S. M. Pincus, “Approximate entropy as a measure of system complexity,” *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*, vol. 88, no. 6, pp. 2297–2301, Mar. 1991, doi: 10.1073/pnas.88.6.2297.
- [67] C. Ding, T. Yao, C. Wu, and J. Ni, “Advances in deep learning for personalized ECG diagnostics: A systematic review addressing inter-patient variability and generalization constraints,” *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 271, p. 117073, Mar. 2025, doi: 10.1016/j.bios.2024.117073.
- [68] S. N. M. S. Ismail, S. F. A. Razak, and N. A. Ab Aziz, “ECG-based transfer learning for cardiovascular disease: A scoping review,” *International Journal of Cognitive Computing in Engineering*, vol. 6, pp. 280–297, Dec. 2025, doi: 10.1016/j.ijcce.2025.01.007.
- [69] J. Beck and A. John, “Explainable AI (XAI) for Arrhythmia detection from electrocardiograms,” 2025, *arXiv*. doi: 10.48550/ARXIV.2508.17294.
- [70] M. S. Vani, R. V. Sudhakar, A. Mahendar, S. Ledalla, M. Radha, and M. Sunitha, “Personalized health monitoring using explainable AI: bridging trust in predictive healthcare,” *Sci Rep*, vol. 15, no. 1, p. 31892, Aug. 2025, doi: 10.1038/s41598-025-15867-z.
- [71] N. Strodthoff *et al.*, “PTB-XL+, a comprehensive electrocardiographic feature dataset,” *Sci Data*, vol. 10, no. 1, p. 279, May 2023, doi: 10.1038/s41597-023-02153-8.
- [72] J. Venton, P. M. Harris, A. Sundar, N. A. S. Smith, and P. J. Aston, “Robustness of convolutional neural networks to physiological electrocardiogram noise,” *Phil. Trans. R. Soc. A.*, vol. 379, no. 2212, p. 20200262, Dec. 2021, doi: 10.1098/rsta.2020.0262.
- [73] M. Elhaddad and S. Hamam, “AI-Driven Clinical Decision Support Systems: An Ongoing Pursuit of Potential,” *Cureus*, Apr. 2024, doi: 10.7759/cureus.57728.

- [74] M. Ezz, “Deep Learning-Driven Single-Lead ECG Classification: A Rapid Approach for Comprehensive Cardiac Diagnostics,” *Diagnostics*, vol. 15, no. 3, p. 384, Feb. 2025, doi: 10.3390/diagnostics15030384.
- [75] A. Napolitano, “Modeling the Electrocardiogram as Oscillatory Almost-Cyclostationary Process,” *IEEE Access*, vol. 10, pp. 13193–13209, 2022, doi: 10.1109/ACCESS.2022.3147500.
- [76] A. Napolitano, *Cyclostationary processes and time series: theory, applications, and generalizations*. London San Diego, CA Cambridge, MA Kidlington, Oxford: Academic Press, an imprint of Elsevier, 2020.
- [77] W. A. Gardner, A. Napolitano, and L. Paura, “Cyclostationarity: Half a century of research,” *Signal Processing*, vol. 86, no. 4, pp. 639–697, Apr. 2006, doi: 10.1016/j.sigpro.2005.06.016.
- [78] Я. П. Драган, “Періодично корельовані та споріднені з ними випадкові процеси – моделі сигналів у коливних системах,” *Імовірнісні моделі та обробка випадкових сигналів і полів*. – Харків: Ін-т радіоелектр., vol. 1, pp. 26–41, 1992.
- [79] Я. Драган, П. Євтух, Л. Сікора, and Б. Яворський, “Поліперіодично корельовані випадкові процеси як адекватні моделі сигналів кратної ритміки природних явищ і технологічних процесів,” *Комп’ютерні технології друкарства*, no. 4, pp. 269–290, 2000.
- [80] Я. Драган, Л. Сікора, Н. Ткаченко, and Б. Яворський, “Системний аналіз повідомлень - таблиць даних і реєстрограм сигналів та зображення інформативності їхніх подань при комп’ютерному опрацюванні,” *Комп’ютерні технології друкарства*, no. 16, pp. 231–244, 2006.
- [81] Я. Драган, Л. Сікора, and Б. Яворський, *Основи сучасної теорії стохастичних сигналів і енергетична концепція: математичний апарат, фізичне тлумачення*. Львів: Центр стратегічних досліджень ЕБТЕС, 1999.
- [82] I. Javorskyj, R. Yuzefovych, O. Lychak, G. Trokhym, and M. Varyvoda, “Methods of periodically non-stationary random processes for vibrations

- monitoring of rolling bearing with damaged outer race,” *Digital Signal Processing*, vol. 145, p. 104343, Feb. 2024, doi: 10.1016/j.dsp.2023.104343.
- [83] І. М. Яворський, *Математичні моделі та аналіз стохастичних коливань; під заг. ред. акад. НАН України З. Т. Назарчука*, Львів : ФМІ НАНУ. Львів, 2013.
- [84] I. Javorskyj, J. Leśkow, I. Kravets, I. Isayev, and E. Gajecka, “Linear filtration methods for statistical analysis of periodically correlated random processes—Part I: Coherent and component methods and their generalization,” *Signal Processing*, vol. 92, no. 7, pp. 1559–1566, Jul. 2012, doi: 10.1016/j.sigpro.2011.09.030.
- [85] I. N. Yavorskyj, R. M. Yuzefovych, I. B. Kravets, and Z. Zakrzewski, “Least squares method in the statistic analysis of periodically correlated random processes,” *Radioelectron.Commun.Syst.*, vol. 54, no. 1, pp. 45–59, Jan. 2011, doi: 10.3103/S0735272711010079.
- [86] М. В. Приймак, “Лінійні періодичні випадкові процеси і їх моделювання на ЕОМ,” *Вісник Тернопільського державного технічного університету*, no. 3, pp. 111–114, 1998.
- [87] М. Приймак, “Ряди Фур’є періодичних функцій зі змінним періодом,” *МСІТ*, no. 7, pp. 309–310, Apr. 2025, doi: 10.31713/МСІТ.2024.096.
- [88] С. Лупенко, *Комп’ютерна логіка: підручник*, vol. 1, 2 vols. Львів: “Магнолія - 2006,” 2024.
- [89] С. Лупенко, “Детерміновані і випадкові циклічні функції як моделі коливальних явищ і сигналів: визначення та класифікація,” *Електронне моделювання / Ін-т проблем моделювання в енергетиці ім. Г. Є. Пухова НАН України*, vol. 28, no. 4, pp. 29–45, 2006.
- [90] S. Lupenko and R. Butsiy, “Isomorphic Multidimensional Structures of the Cyclic Random Process in Problems of Modeling Cyclic Signals with Regular and Irregular Rhythms,” *Fractal Fract*, vol. 8, no. 4, p. 203, Mar. 2024, doi: 10.3390/fractalfract8040203.

- [91] S. Lupenko, “The Mathematical Model of Cyclic Signals in Dynamic Systems as a Cyclically Correlated Random Process,” *Mathematics*, vol. 10, no. 18, p. 3406, Sep. 2022, doi: 10.3390/math10183406.
- [92] S. Lupenko, “Theory of cyclic random functions and rhythm adaptive technologies for processing cyclic stochastic signals,” 2023, doi: 10.13140/RG.2.2.34639.80805.
- [93] С. А. Лупенко, Я. В. Литвиненко, and А. С. Сверстюк, “Статистичний сумісний аналіз кардіосигналів на основі вектора циклічних ритмічно пов’язаних випадкових процесів,” *Електроніка та системи управління. Національний авіаційний університет*, pp. 22–29, 2008.
- [94] Я. В. Литвиненко, С. А. Лупенко, and Ю. Студена, “Методи статистичної обробки сигналів серця на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу із зонною часовою структурою,” *Вісник Тернопільського державного технічного університету*, vol. 11, no. 4, pp. 189–200, 2006.
- [95] L. S. Fainzilberg, “New Approaches to the Analysis and Interpretation of the Shape of Cyclic Signals,” *Cybern Syst Anal*, vol. 56, no. 4, pp. 665–674, Jul. 2020, doi: 10.1007/s10559-020-00283-0.
- [96] Є. Б. Яворська, “Верифікація результатів спектрального аналізу ритмокардіограми,” *Міжнародний науково-технічний журнал “Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології”*, no. 1 (17), pp. 119–121, 2009.
- [97] E. Yavorska, O. Strembitska, M. Strembitskyi, and I. Pankiv, “Development of a simulation model of a photoplethysmographic signal under psychoemotional stress,” *EEJET*, vol. 2, no. 9 (110), pp. 36–45, Apr. 2021, doi: 10.15587/1729-4061.2021.227001.
- [98] H. Franchevska and E. Yavorska, “Mathematical modeling of the fetal electrocardiosignal for the development of software for reliable extraction in computer cardiologic systems,” *PSTU*, vol. 2, no. 49, pp. 50–61, Dec. 2024, doi: 10.31498/2225-6733.49.2.2024.321353.

- [99] H. Ni and E. Grandi, “Computational Modeling of Cardiac Electrophysiology,” in *Familial Cardiomyopathies*, vol. 2735, M. Regnier and M. Childers, Eds., in *Methods in Molecular Biology*, vol. 2735. , New York, NY: Springer US, 2024, pp. 63–103. doi: 10.1007/978-1-0716-3527-8\_5.
- [100] O. Rodríguez-Abreo, M. Cruz-Fernandez, C. Fuentes-Silva, M. A. Quiroz-Juárez, and J. L. Aragón, “Modeling the Electrical Activity of the Heart via Transfer Functions and Genetic Algorithms,” *Biomimetics*, vol. 9, no. 5, p. 300, May 2024, doi: 10.3390/biomimetics9050300.
- [101] С. А. Лупенко, *Теоретичні основи моделювання та опрацювання циклічних сигналів в інформаційних системах*, 2nd ed., vol. 340. Львів: Магнолія 2006, 2020.
- [102] A. Kheirati Roonizi and R. Sassi, “ECG signal decomposition using Fourier analysis,” *EURASIP J. Adv. Signal Process.*, vol. 2024, no. 1, p. 79, Jul. 2024, doi: 10.1186/s13634-024-01171-x.
- [103] D. Benitez, P. A. Gaydecki, A. Zaidi, and A. P. Fitzpatrick, “The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis,” *Computers in Biology and Medicine*, vol. 31, no. 5, pp. 399–406, Sep. 2001, doi: 10.1016/S0010-4825(01)00009-9.
- [104] H. Yan and Y. Li, “Electrocardiogram analysis based on the Karhunen-Loève Transform,” in *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, Yantai, China: IEEE, Oct. 2010, pp. 887–890. doi: 10.1109/BMEI.2010.5639892.
- [105] A. Cheffer and M. A. Savi, “Random effects inducing heart pathological dynamics: An approach based on mathematical models,” *Biosystems*, vol. 196, p. 104177, Oct. 2020, doi: 10.1016/j.biosystems.2020.104177.
- [106] F. De La Garza Salazar and B. Egenriether, “Exploring vectorcardiography: An extensive vectocardiogram analysis across age, sex, BMI, and cardiac conditions,” *Journal of Electrocardiology*, vol. 82, pp. 100–112, Jan. 2024, doi: 10.1016/j.jelectrocard.2023.12.004.

- [107] J. Vondrak, M. Penhaker, and F. Jurek, “Selected transformation methods and their comparison for VCG leads deriving,” *Alexandria Engineering Journal*, vol. 61, no. 5, pp. 3475–3485, May 2022, doi: 10.1016/j.aej.2021.08.068.
- [108] E. G. Gladyshev, “Periodically correlated random sequences,” *Sov. Math. Dokl.*, vol. 2, pp. 385–388, 1961.
- [109] W. A. Gardner, “The spectral correlation theory of cyclostationary time-series,” *Signal Processing*, vol. 11, no. 1, pp. 13–36, 1986.
- [110] H. L. Hurd and A. Miamee, *Periodically Correlated Random Sequences: Spectral Theory and Practice*, Hoboken, NJ: Wiley, 2007.
- [111] M. Haritopoulos, J. Krug, A. Illanes, M. Friebe, and A. K. Nandi, “Cyclostationary analysis of ECG signals acquired inside an ultra-high field MRI scanner,” in *2017 25th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*, Kos, Greece: IEEE, Aug. 2017, pp. 1300–1304. doi: 10.23919/EUSIPCO.2017.8081418.
- [112] С. А. Лупенко, “Циклічне функціональне відношення як основа математичного формалізму теорії моделювання та аналізу циклічних сигналів,” *Вісник Тернопільського державного технічного університету*, vol. 12, no. 3, pp. 183–195, 2007.
- [113] В. П. Бабак, Б. Г. Марченко, and М. Є. Фриз, *Теорія ймовірностей, випадкові процеси та математична статистика*, vol. 288. Київ: Техніка, 2004.
- [114] M. Fryz and L. Scherbak, “Properties of discrete-time conditional linear cyclostationary random processes in the problems of energy informatics,” *Sist. dosl. energ. (Online)*, vol. 2023, no. 1, pp. 72–79, Apr. 2023, doi: 10.15407/srenergy2023.01.072.
- [115] V. Babak, A. Zaporozhets, Y. Kuts, M. Fryz, and L. Scherbak, *Noise signals: Modelling and Analyses*, vol. 567. in *Studies in Systems, Decision and Control*, vol. 567. Cham: Springer Nature Switzerland, 2025. doi: 10.1007/978-3-031-71093-3.

- [116] A. E. Dudek, B. Majewski, A. Napolitano, and H. Ombao, “Inference for signals exhibiting irregular statistical cyclicity with applications to electrocardiograms,” 2024. Accessed: Feb. 13, 2026. [Online]. Available: <https://hal.science/hal-04495226>.
- [117] С. А. Лупенко, “Циклічні функції та їх класифікація в задачах моделювання циклічних сигналів та коливних систем,” *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*. – Хмельницький: Навчальна книга, no. 1, pp. 177–185, 2005.
- [118] Я. В. Литвиненко, “Методи ідентифікації сегментної та ритмічної структур циклічних сигналів в системах цифрової обробки даних,” Dr.Sc. dissertation, Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, Україна, 2019.
- [119] С. А. Лупенко, “Розвиток теорії моделювання та обробки циклічних сигналів в інформаційних системах,” дис. ... докт. техн. наук: 01.05.02, Національний університет “Львівська політехніка,” Львів, 2010.
- [120] С. А. Лупенко, “Завдання інтерполяції функції ритму циклічної функції з відомою зонною структурою,” *Електроніка та системи управління. Національний авіаційний університет. Київ*, no. 2 (12), pp. 27–35, 2007.
- [121] А. С. Сверстюк and Л. Є. Мосій, “Інформаційна технологія опрацювання та аналізу електрокардіосигналів з врахуванням їх морфологічних та ритмічних ознак,” *CIT*, no. 60, pp. 40–52, Sep. 2025, doi: 10.36910/6775-2524-0560-2025-60-04.
- [122] A. Sverstiuk and L. Mosiy, “Results of application of information technology for processing and analysing electrocardiogram signals taking into account their morphological and rhythmic characteristics,” *CSIT*, no. 3, pp. 36–46, Sep. 2025, doi: 10.31891/csit-2025-3-4.
- [123] I. V. Lytvynenko, “The method of segmentation of stochastic cyclic signals for the problems of their processing and modeling,” *Journal of Hydrocarbon Power Engineering, Oil and Gas Measurement and Testing*, vol. 4, no. 2, pp. 93–103, 2017.

- [124] L. Mosiy and A. Sverstiuk, “Methods of electrocardiogram classification and their mathematical model in the form of a cyclic discrete random process,” *CSIT*, no. 1, pp. 88–99, Mar. 2025, doi: 10.31891/csit-2025-1-11.
- [125] Ya. V. Lytvynenko, “Metod interpoliatsii kubichnym splineom dyskretnoi funktsii rytmu tsyklichnoho syhnalu iz vyznachenoiu sehmentnoiu strukturoiu,” *Vymiriuvalna ta obchysliuvalna tekhnika v tekhnolohichnykh protsesakh. Khmelnytskyi*, no. 3, pp. 105–112, 2017.
- [126] I. V. Lytvynenko, “Method of evaluating the rhythm structure of a cyclic signal through defining the additional countdowns of the discrete function of rhythm,” *Journal of Hydrocarbon Power Engineering, Oil and Gas Measurement and Testing*, vol. 5, no. 1, pp. 32–38, 2018.
- [127] I. V. Lytvynenko, “Method of the quadratic interpolation of the discrete rhythm function of the cyclical signal with a defined segment structure,” *Scientific Journal of the Ternopil national technical university*, vol. 84, no. 4, pp. 131–138, 2016.
- [128] I. Lytvynenko, P. Maruschak, S. Lupenko, and S. Panin, “Segmentation and Statistical Processing of Geometric and Spatial Data on Self-Organized Surface Relief of Statically Deformed Aluminum Alloy,” *Applied Mechanics and Materials*, vol. 770, pp. 288–293, 2015.
- [129] I. V. Lytvynenko, “The problem of segmentation of the cyclic random process with a segmental structure and the approaches to its solving,” *Journal of Hydrocarbon Power Engineering, Oil and Gas Measurement and Testing*, vol. 3, no. 1, pp. 30–37, 2016.
- [130] S. Lupenko, I. Lytvynenko, A. Sverstiuk, A. Horkunenko, and B. Shelestovskyi, “Software for statistical processing and modeling of a set of synchronously registered cardio signals of different physical nature,” presented at the Computer Modeling and Intelligent Systems (CMIS-2021), Zaporizhzhia, Ukraine: CEUR Workshop Proceedings, Apr. 2021, pp. 194–205.
- [131] А. С. Сверстюк and Л. Є. Мосій, “Математичне моделювання амплітудної варіабельності електрокардіосигналів для інформаційної

- технології аналізу їх морфологічних та ритмічних ознак,” *CIT*, no. 59, pp. 228–240, Jun. 2025, doi: 10.36910/6775-2524-0560-2025-59-29.
- [132] А. Сверстюк and Л. Мосій, “Математична модель варіацій екстремумів характеристичних зубців електрокардіосигналів на основі дискретної функції амплітудної варіабельності,” *Herald of Khmelnytskyi National University. Technical sciences*, vol. 355, no. 4, pp. 404–413, Aug. 2025, doi: 10.31891/2307-5732-2025-355-57.
- [133] Л. Мосій and А. Сверстюк, “Інформаційна технологія аналізу електрокардіосигналів на основі математичних моделей часової та амплітудної варіабельності,” *CSIT*, no. 2, pp. 36–44, Jun. 2025, doi: 10.31891/csit-2025-2-4.
- [134] L. Mosiy, M. Fryz, Y. Palianytsia, B. Mlynko, and O. Mosiy, “Mathematical Modeling and Statistical Validation of the Amplitude Variability Function of Electrocardiographic Signals,” presented at the ITTAP’2025: The 5th International Conference on Information Technologies: (ITTAP-2025), Ternopil, Ukraine, Opole, Poland: CEUR Workshop Proceedings, Oct. 2025, pp. 151–159.
- [135] A. Sverstiuk, U. Polyvana, L. Mosiy, O. Mosiy, and R. Butsiy, “Approaches to the development of information technology for ECG analysis to evaluate quality of life in smart cities,” presented at the 3rd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2025), Ternopil, Ukraine: CEUR Workshop Proceedings, Jun. 2025, pp. 240–260.
- [136] Л. Є. Мосій and М. Є. Фриз, “Статистична валідація моделі амплітудної варіабельності електрокардіосигналу,” *UJIT*, vol. 7, no. 2, pp. 50–57, 2025, doi: 10.23939/ujit2025.02.050.
- [137] A. L. Goldberger *et al.*, “PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals,” *Circulation*, vol. 101, no. 23, Jun. 2000, doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215.

- [138] G. B. Moody and R. G. Mark, “The impact of the MIT-BIH arrhythmia database,” *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 20, no. 3, pp. 45–50, 2001, doi: 10.1109/51.932724.
- [139] J. Zheng, H. Guo, and H. Chu, “A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study.” *PhysioNet*, 2022. doi: 10.13026/92KS-SQ55.
- [140] А. С. Сверстюк and Л. Є. Мосій, “Підхід до оцінювання електрокардіосигналів на основі багатофакторного регресійного аналізу функції часової варіабельності,” *VVPI*, vol. 182, no. 5, pp. 96–104, 2025, doi: 10.31649/1997-9266-2025-182-5-96-104.
- [141] Л. Мосій and А. Сверстюк, “Методи машинного навчання для класифікації електрокардіосигналів за ритмічними та морфологічними ознаками,” *Вісник Національного університету «Львівська політехніка» «Інформаційні системи та мережі»*, vol. 18, no. 2, pp. 113–128, Dec. 2025, doi: 10.23939/sisn2025.18.2.113.
- [142] A. Sun, W. Hong, J. Li, and J. Mao, “An Arrhythmia Classification Model Based on a CNN-LSTM-SE Algorithm,” *Sensors*, vol. 24, no. 19, p. 6306, Sep. 2024, doi: 10.3390/s24196306.
- [143] Y. Ye, K. Chipusu, M. A. Ashraf, B. Ding, Y. Huang, and J. Huang, “Hybrid CNN-BLSTM architecture for classification and detection of arrhythmia in ECG signals,” *Sci Rep*, vol. 15, no. 1, p. 34510, Oct. 2025, doi: 10.1038/s41598-025-17671-1.
- [144] P. Laguna, R. G. Mark, A. Goldberg, and G. B. Moody, “A database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG,” in *Computers in Cardiology 1997*, Lund, Sweden: IEEE, 1997, pp. 673–676. doi: 10.1109/CIC.1997.648140.
- [145] D. S. Baim *et al.*, “Survival of patients with severe congestive heart failure treated with oral milrinone,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 7, no. 3, pp. 661–670, Mar. 1986, doi: 10.1016/S0735-1097(86)80478-8.
- [146] D. Tymoshchuk, I. Didych, A. Sverstiuk, L. Mosiy, and Y. Palianytsia, “AutoML PyCaret and SHAP Explainable AI for ECG Signal Classification

- Based on Amplitude Variability,” presented at the ExplAI-2025: Advanced AI in Explainability and Ethics for the Sustainable Development Goals, Khmelnytskyi, Ukraine: CEUR Workshop Proceedings, Nov. 2025, pp. 1–15.
- [147] А. С. Сверстюк and Л. Є. Мосій, “Багатофакторний регресійний аналіз для прогнозування кардіологічного діагнозу на основі функції амплітудної варіабельності,” *IVPI*, vol. 181, no. 4, pp. 136–145, 2025, doi: 10.31649/1997-9266-2025-181-4-136-145.
- [148] Н. Thapliyaal, *dasarpai/automl-pycaret*. (Jan. 05, 2025). Accessed: Feb. 21, 2026. [Online]. Available: <https://github.com/dasarpai/automl-pycaret>
- [149] *shap/shap*. (Feb. 21, 2026). Jupyter Notebook. shap. Accessed: Feb. 21, 2026. [Online]. Available: <https://github.com/shap/shap>.
- [150] J. J. Hekkanen *et al.*, “Association of electrocardiographic spatial heterogeneity of repolarization and spatial heterogeneity of atrial depolarization with left ventricular fibrosis,” *EP Europace*, vol. 25, no. 3, pp. 820–827, Mar. 2023, doi: 10.1093/europace/euac273.
- [151] M. A. Hasan, D. Abbott, and M. Baumert, “Beat-to-Beat Vectorcardiographic Analysis of Ventricular Depolarization and Repolarization in Myocardial Infarction,” *PLoS ONE*, vol. 7, no. 11, p. e49489, Nov. 2012, doi: 10.1371/journal.pone.0049489.
- [152] M. Wang *et al.*, “Predictive value of electrocardiographic markers in children with dilated cardiomyopathy,” *Front. Pediatr.*, vol. 10, p. 917730, Aug. 2022, doi: 10.3389/fped.2022.917730.

## ДОДАТКИ

## ДОДАТОК А

## Список публікацій здобувача за темою дисертації

1. Мосій Л. Є., Сверстюк А. С. Методи моделювання та класифікації електрокардіосигналів. *Computer-integrated technologies: education, science, production*. 2025. № 58. С. 104–115. <https://doi.org/10.36910/6775-2524-0560-2025-58-12>. (Особистий внесок: проведено систематизацію та порівняльний аналіз відомих методів математичного моделювання і класифікації електрокардіосигналів, обґрунтовано обмеження існуючих підходів та сформульовано вимоги до розроблюваних моделей та методів).
2. Mosiy L., Sverstiuk A. Methods of electrocardiogram classification and their mathematical model in the form of a cyclic discrete random process. *Computer systems and information technologies*. 2025. No. 1. P. 88–99. <https://doi.org/10.31891/csit-2025-1-11>. (Особистий внесок: розроблено математичну модель електрокардіосигналів у вигляді циклічного дискретного випадкового процесу, проаналізовано її властивості та обґрунтовано придатність для задач автоматизованої класифікації серцевих патологій).
3. Сверстюк А., Мосій Л. Математична модель варіацій екстремумів характеристичних зубців електрокардіосигналів на основі дискретної функції амплітудної варіабельності. *Herald of Khmelnytskyi National University. Technical sciences*. 2025. № 355(4). С. 404–413. <https://doi.org/10.31891/2307-5732-2025-355-57>. (Особистий внесок: розроблено дискретну математичну модель варіацій піків характеристичних зубців електрокардіосигналів на основі функції амплітудної варіабельності, формалізовано її означення та властивості).
4. Сверстюк А. С., Мосій Л. Є. Математичне моделювання амплітудної варіабельності електрокардіосигналів для інформаційної технології аналізу їх морфологічних та ритмічних ознак. *Computer-integrated technologies: education, science, production*. 2025. № 59. С. 228–240.

<https://doi.org/10.36910/6775-2524-0560-2025-59-29>. (Особистий внесок: обґрунтовано відповідність функції амплітудної варіабельності нормальному розподілу, розроблено підхід до ідентифікації морфологічних ознак електрокардіосигналів на основі статистичного аналізу функції амплітудної варіабельності).

5. Mosiy L., Sverstiuk A. Information Technology for Electrocardiographic Signal Analysis Based on Mathematical Models of Temporal and Amplitude Variability. *Computer systems and information technologies*. 2025. No. 2. P. 36–44. <https://doi.org/10.31891/csit-2025-2-4>. (Особистий внесок: розроблено математичну модель функції часової варіабельності електрокардіосигналів, формалізовано її означення та властивості, розроблено структурну схему інформаційної технології на основі функції амплітудної варіабельності і функції часової варіабельності).

6. Сверстюк А. С., Мосій Л. Є. Інформаційна технологія опрацювання та аналізу електрокардіосигналів з врахуванням їх морфологічних та ритмічних ознак. *Computer-integrated technologies: education, science, production*. 2025. № 60. С. 40–52. <https://doi.org/10.36910/6775-2524-0560-2025-60-04>. (Особистий внесок: розроблено інформаційну технологію опрацювання та аналізу електрокардіосигналів, яка інтегрує експрес-метод кардіодіагностики на основі функцій амплітудної та часової варіабельності і детальний математичний апарат на основі циклічних випадкових процесів для повного аналізу морфологічних і ритмічних ознак сигналу).

7. Sverstiuk A., Mosiy L. Results of application of information technology for processing and analysing electrocardiogram signals taking into account their morphological and rhythmic characteristics. *Computer systems and information technologies*. 2025. No. 3. P. 36–46. <https://doi.org/10.31891/csit-2025-3-4>. (Особистий внесок: проведено обчислювальні експерименти із застосування розроблених моделей та методів до класифікації електрокардіосигналів, виконано аналіз та інтерпретацію отриманих результатів).

8. Мосій Л., Сверстюк А. Методи машинного навчання для класифікації електрокардіосигналів за ритмічними та морфологічними ознаками. *Вісник Національного університету «Львівська політехніка» «Інформаційні системи та мережі»*. 2025. № 18(2). С. 113–128. <https://doi.org/10.23939/sisn2025.18.2.113>. (Особистий внесок: проведено дослідження та порівняльний аналіз методів машинного навчання для класифікації електрокардіосигналів за морфологічними та ритмічними ознаками, виділеними на основі функцій амплітудної та часової варіабельності).

9. Мосій Л. Є., Фриз М. Є. Статистична валідація моделі амплітудної варіабельності електрокардіосигналу. *Ukrainian Journal of Information Technology*. 2025. № 7(2). С. 50–57. <https://doi.org/10.23939/ujit2025.02.050>. (Особистий внесок: розроблено методуку та проведено статистичну валідацію математичної моделі амплітудної варіабельності електрокардіосигналів із застосуванням критеріїв перевірки статистичних гіпотез).

10. Сверстюк А. С., Мосій Л. Є. Багатофакторний регресійний аналіз для прогнозування кардіологічного діагнозу на основі функції амплітудної варіабельності. *Вісник Вінницького політехнічного інституту*. 2025. № 4. С. 136–145. <https://doi.org/10.31649/1997-9266-2025-181-4-136-145>. (Особистий внесок: розроблено математичну модель коефіцієнта прогнозування кардіологічного діагнозу на основі статистичних дескрипторів функції амплітудної варіабельності, проведено верифікацію моделі та оцінювання її діагностичної придатності).

11. Сверстюк А. С., Мосій Л. Є. Підхід до оцінювання електрокардіосигналів на основі багатофакторного регресійного аналізу функції часової варіабельності. *Вісник Вінницького політехнічного інституту*. 2025. № 5. С. 96–104. <https://doi.org/10.31649/1997-9266-2025-182-5-96-104>. (Особистий внесок: розроблено математичну модель коефіцієнта прогнозування кардіологічного діагнозу на основі статистичних дескрипторів

функції часової варіабельності, проведено верифікацію моделі та оцінювання її діагностичної придатності).

*Наукові праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:*

1. Sverstiuk A., Polyvana U., Mosiy L., Mosiy O., Butsiy R. Approaches to the development of information technology for ECG analysis to evaluate quality of life in Smart Cities. *3rd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2025)*. CEUR Workshop Proceedings. Ternopil, Ukraine, June 11-12, 2025. Vol 4057. P. 240–260.

2. Мосій Л. Є., Сверстюк А. С. Підхід до розроблення інформаційної технології експертного аналізу морфологічних ознак кардіосигналів на основі дискретної функції амплітудної варіабельності. *Міжнародна науково-технічна конференція «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій», присвячена 180-річчю з дня народження Івана Пулюя та 65-річчю з дня заснування Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, 28–29 травня 2025 р., Тернопіль*. С. 213–215.

3. Сверстюк А., Мосій Л. Підхід до розроблення інформаційної технології аналізу кардіосигналів на основі моделей циклічного дискретного випадкового процесу з часовою функцією ритму та функцією амплітудної варіабельності». *II Всеукраїнська науково-практична конференція «Інноваційні підходи до розвитку технологій та економіки», 06 червня 2025 р., на базі Закарпатського навчально-наукового центру, Закарпатська обл., м. Свалява*. С. 322–326.

4. Mosiy L., Sverstiuk A. Mathematical modeling of electrocardiographic signals using temporal rhythm and amplitude variability functions. *MSSE2025 – International Young Scientists Conference on Materials Science and Surface Engineering, September 24-26, 2025, Lviv, Ukraine*. P. 295–298.

5. Мосій Л. Є. Статистичні методи валідації моделі амплітудної варіабельності електрокардіосигналу». *XIV Міжнародна науково-практична*

конференція молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій», 11-12 грудня 2025 р., Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя. Тернопіль. С. 310–311.

6. Tymoshchuk D., Didych I., Sverstiuk A., Mosiy L., Palianytsia Y. AutoML PyCaret and SHAP Explainable AI for ECG Signal Classification Based on Amplitude Variability. *ExplAI-2025: Advanced AI in Explainability and Ethics for the Sustainable Development Goals*, November 07, 2025, Khmelnytskyi, Ukraine. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 4141. P. 1–15.

7. Mosiy L., Fryz M., Palianytsia Y., Mlynko B., Mosiy O. Mathematical Modeling and Statistical Validation of the Amplitude Variability Function of Electrocardiographic Signals. *ITTAP'2025: The 5th International Conference on Information Technologies: (ITTAP-2025)*, October 22-24, 2025, Ternopil, Ukraine, Opole, Poland. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 4146. P. 151–159.

8. Tymoshchuk D., Sverstiuk A., Tymoshchuk V., Mosiy L., Bahrii-Zaiats O. AutoML-Driven ECG Classification of Cardiac Pathologies with Explainable AI. *ProfIT AI'25: 5th International Workshop of IT-professionals on Artificial Intelligence*, October 15-17, 2025, Liverpool, UK. CEUR Workshop Proceedings. Vol. 4164. P. 440–453.

*Наукові праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:*

12. Мосій Л., Сверстюк А., Ремез А., Марковський В. Аналіз досліджень жорсткості армованих композитів в радіотехніці та медицині. *Herald of Khmelnytskyi National University. Technical sciences*. 2025. № 357(5.2). С. 55–71. <https://doi.org/10.31891/2307-5732-2025-357-66>. (Особистий внесок: проведено аналіз методів дослідження біомеханічних властивостей матеріалів у медичному застосуванні).

### **Відомості про апробацію результатів дисертації**

Окремі результати роботи апробовано на: Міжнародній науково-технічній конференції «Фундаментальні та прикладні проблеми сучасних технологій», присвячена 180-річчю з дня народження Івана Пулюя та 65-річчю з дня заснування Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, 28-29 травня 2025 р., Тернопіль; II Всеукраїнській науково-практичній конференції «Інноваційні підходи до розвитку технологій та економіки», 06 червня 2025р., на базі Закарпатського навчально-наукового центру, Закарпатська обл., м. Свалява, Україна; 3rd International Workshop on Computer Information Technologies in Industry 4.0 (CITI 2025), 11-12 червня 2025 р., м. Тернопіль, Україна; MSSE2025 – International Young Scientists Conference on Materials Science and Surface Engineering, 24-26 вересня 2025 р., м. Львів, Україна; ProfIT AI'25: 5th International Workshop of IT-professionals on Artificial Intelligence, 15-17 жовтня 2025 р., м. Ліверпуль, Великобританія; ITTAP'2025: The 5th International Conference on Information Technologies: (ITTAP-2025), 22-24 жовтня 2025 р., м. Тернопіль, Україна; м. Ополе, Польща; ExplAI-2025: Advanced AI in Explainability and Ethics for the Sustainable Development Goals, 07 листопада 2025 р., м. Хмельницький, Україна; XIV Міжнародній науково-практичній конференції молодих учених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій», 11-12 грудня 2025 р., Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, Україна.

## ДОДАТОК Б

## Довідки/акти впровадження результатів дисертаційних досліджень



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
 ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
 імені ІВАНА ПУЛЮЯ

вул. Руська, 56, м. Тернопіль, 46001. Тел. (0352)52-41-81. Факс (0352)25-49-83  
 http://www.tntu.edu.ua, E-mail: univ@tu.edu.ua, Код ЄДРПОУ 05408102

31.12.2025 № 2/28-1649



«ЗАТВЕРДЖУЮ»  
 Перший проректор ТНТУ  
 Олег ЛЯШУК  
 \_\_\_\_\_ 202\_ р.

## ДОВІДКА

про впровадження результатів дисертаційної роботи

*Мосія Любомира Євгенійовича*

на тему «Моделі та методи інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів», поданого на здобуття ступеня доктора філософії за спеціальністю 122 «Комп'ютерні науки» в освітній процес Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя

Запропоновані у дисертаційній роботі Мосія Любомира Євгенійовича математичні моделі, методи аналізу та комп'ютерного імітаційного моделювання циклічних сигналів з сегментною структурою використано у навчальному процесі кафедри комп'ютерних наук при проведенні лекційних занять з дисципліни «Моделі, технології проєктування та управління інформаційних систем» для здобувачів ОР «Магістр» спеціальності «Ф3 Комп'ютерні науки». Це дало змогу підвищити рівень компетентності здобувачів щодо сучасних підходів до аналізу біомедичних сигналів, методів виявлення морфологічних та ритмічних особливостей електрокардіосигналів, а також практичного застосування алгоритмів машинного навчання для побудови систем автоматизованої діагностики серцево-судинних захворювань.

## ПОГОДЖУЮТЬ:

Гарант ОНП «Ф3 Комп'ютерні науки»,  
 к.т.н., доц.

 Ігор БОДНАРЧУК


Гарант ОПП «Ф3 Комп'ютерні науки»,  
 к.т.н., доц.

 Володимир ГОТОВИЧ

Завідувач кафедри комп'ютерних наук  
 к.т.н., доц.

 Ігор БОДНАРЧУК

Начальник навчального відділу  
 к.т.н., доц.

 Ігор ТКАЧЕНКО

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор закладу вищої освіти  
з наукової роботи

Тернопільського національного  
медичного університету  
імені І.Я. Горбачевського



проф. Кліщ І.М.

2025 р.

### АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи здобувача ступеня  
доктора філософії PhD за спеціальністю 122 «Комп'ютерні науки»  
кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного технічного  
університету імені Івана Пулюя *Мосія Любомира Євгенійовича* на тему:  
«Моделі та методи інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних  
ознак електрокардіосигналів» при виконанні науково-дослідних робіт  
Тернопільського національного медичного університету  
імені І.Я. Горбачевського

Цим актом підтверджується, що результати дисертаційної роботи  
здобувача ступеня доктора філософії *Мосія Л.Є.* на тему: «Моделі та методи  
інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак  
електрокардіосигналів» використано під час виконання науково-дослідної  
роботи «Інтелектуальні моделі в кібер-фізичних системах медико-біологічних  
процесів», № державної реєстрації 0125U000105, Тернопільський  
національний медичний університет імені І.Я. Горбачевського Міністерства  
охорони здоров'я України.

*Мосій Л.Є.* здійснив статистичний аналіз функції амплітудної  
варіабельності, зокрема перевірено гіпотезу про її стаціонарність, розраховано  
статистичні характеристики досліджуваної функції та побудовано гістограми  
для різних функціональних станів пацієнтів при інтелектуальному аналізі  
морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів на основі методів  
машинного навчання.

Відповідальний виконавець:

кандидат технічних наук, доцент закладу вищої освіти  
кафедри медичної фізики діагностичного  
та лікувального обладнання Тернопільського національного  
медичного університету імені І.Я. Горбачевського  
Міністерства охорони здоров'я України

Багрій-Заяць О.А.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Проректор закладу вищої освіти  
з наукової роботи

Тернопільського національного  
медичного університету  
імені І.Я. Горбачевського

проф. Кліщ І.М.

» 2025 р.



### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

результатів дисертаційної роботи здобувача ступеня доктора філософії PhD  
за спеціальністю 122 «Комп'ютерні науки» кафедри комп'ютерних наук  
Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя  
*Мосія Любомира Євгенійовича*

1. Назва пропозиції для впровадження: «Моделювання та статистичний аналіз функції амплітудної варіабельності електрокардіосигналів».
2. Заклад, що розробив, його поштова адреса: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м. Тернопіль, вул. Руська 56, кафедра комп'ютерних наук.
3. Прізвище, ім'я, по-батькові автора: Мосій Любомир Євгенійович, аспірант кафедри комп'ютерних наук Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, кафедра комп'ютерних наук.
4. Джерело інформації: Дисертаційна робота Мосія Л.Є. на тему: «Моделі та методи інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів».
5. Назва організації, що впроваджує: кафедра медичної інформатики Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського, м. Тернопіль, вул. Руська, 12.
6. Термін впровадження: 2025 р.
7. Ефективність впровадження: статистичний аналіз функції амплітудної варіабельності електрокардіосигналів дає змогу провести валідацію її математичної моделі та ідентифікувати інформативні ознаки, які важливі для діагностики серцево-судинних патологій, зокрема, ішемії міокарда, суправентрикулярної аритмії, шлуночкової тахікардії.
8. Зауваження та пропозиції організації, що впровадила розробку: рекомендовано до включення в навчальний процес з навчальних дисциплін «Інформаційні технології у фармації», «Медична фізика з медичною інформатикою та статистикою».

Відповідальний за впровадження:

Завідувач кафедри медичної інформатики, д.біол.н.,  
професор Тернопільського національного медичного  
університету ім. І.Я. Горбачевського

*Д.Вак* — Вакуленко Д.В.



І Україна 46011, Тернопіль, вул. Гетьмана  
П.Дорошенка 1а/28  
І Інформаційна лінія: +38 (095) 844 15 44

E-mail: infotechmed@ukr.net www.infotechmed.com.ua

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

Вих.№03/12-1

від 03.12.2025 р.

### **результатів дисертаційного дослідження Мосія Любомира Євгенійовича «Моделі та методи інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів» в ТОВ «НВП «ІНФОТЕХМЕД»**

Результати, отримані Мосієм Л.Є. при виконанні ним дисертаційного дослідження на тему «Моделі та методи інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів», а саме:

- розроблене алгоритмічне та програмне забезпечення для аналізу часових рядів з циклічними властивостями;
- математичні моделі, методи аналізу та комп'ютерного імітаційного моделювання циклічних сигналів з сегментною структурою;
- методика статистичного аналізу амплітудної варіабельності електрокардіосигналів,

були використані у ТОВ «НВП «ІНФОТЕХМЕД» при вдосконаленні програмних продуктів компанії в частині реалізації методів інтелектуального аналізу даних та автоматизованого прийняття рішень на основі часових рядів.

Впровадження результатів дисертаційної роботи дозволило покращити архітектуру програмних модулів аналізу даних, забезпечити ефективну сегментацію та статистичну обробку сигналів, а також підвищити загальну якість аналітичних сервісів компанії.

Даний акт не є підставою для проведення фінансових розрахунків.

Директор



Михайло БАЧИНСЬКИЙ

## ДОДАТОК В

### Основні поняття циклічного функціонального відношення

Матеріали додатку відповідають підрозділу 2.1 основного тексту.

*Означення.* Областю визначення циклічного функціонального відношення є впорядкована дискретна  $\mathbf{W} = \mathbf{D} = \{t_{ml} \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}\}$  або неперервна  $\mathbf{W} = \mathbf{R}$  множина дійсних чисел. У випадку дискретності  $\mathbf{W} = \mathbf{D}$  для елементів  $\mathbf{W} = \mathbf{D}$  введено такий тип лінійного упорядкування:  $t_{m_1 l_1} < t_{m_2 l_2}$ , якщо  $m_2 > m_1$ , або якщо  $m_2 = m_1$ , а  $l_2 > l_1$ ; в інших випадках  $t_{m_1 l_1} > t_{m_2 l_2}$ ;  $m_1, m_2 \in \mathbf{Z}$ ,  $l_1, l_2 \in \overline{1, L}$ . Причому  $0 < t_{m, l+1} - t_{m, l} < \infty$  [112].

*Означення.* Областю значень циклічного функціонального відношення є деякий лінійний простір  $\Psi$ , елементами якого можуть бути числа, вектори, матриці, функції, випадкові величини, випадкові функції тощо [112].

Нехай задано підмножину  $\mathbf{Q}$  декартового добутку множин  $\mathbf{W}$  та  $\Psi$  ( $\mathbf{Q} \subset \mathbf{W} \times \Psi$ ), що визначає деяке функціональне відношення (функцію) із областю визначення  $\mathbf{W}$  та областю значень  $\Psi$ , тобто  $\mathbf{Q} = \{(t, f(t)), t \in \mathbf{W}, f \in \Psi\}$  [112].

*Означення.* Упорядковане за областю визначення  $\mathbf{W}$  функціональне відношення  $\mathbf{Q} \subset \mathbf{W} \times \Psi$  із областю значень  $\Psi$  називається *циклічним* за множиною атрибутів  $\mathbf{A} = \{p_\beta, \beta \in \mathbf{B}\}$  функціональним відношенням, якщо існує його найдрібніше упорядковане зліченне розбиття  $\mathbf{D}_\mathbf{Q}^\psi = \{\mathbf{Q}_{u_m}, m \in \mathbf{Z}\}$  на ізоморфні відносно порядку та множини атрибутів  $\mathbf{A}$  функціональні відношення [112].

Для характеристики часових закономірностей і співвідношень між однофазними відліками циклічної функції в різних її циклах введено поняття *структурної функції* та *функції ритму* [112]. Доведено таку теорему.

*Теорема 1.* Для будь-якого циклічного за множиною атрибутів  $\mathbf{A} = \{p_\beta, \beta \in \mathbf{B}\}$  функціонального відношення  $\mathbf{Q} \subset \mathbf{W} \times \mathbf{\Psi}$  існує числова функція  $y(t, n)$ ,  $t \in \mathbf{W}$ ,  $n \in \mathbf{Z}$ , для якої мають місце такі властивості [112]:

$$1. \begin{cases} y(t, n) > t, \text{ якщо } n > 0 \text{ (} y(t, 1) - t < \infty \text{);} \\ y(t, n) = t, \text{ якщо } n = 0; \\ y(t, n) < t, \text{ якщо } n < 0. \end{cases} \quad (\text{B.1})$$

2. Для будь-яких  $t_1, t_2 \in \mathbf{W}$ , де  $t_1 < t_2$  для функції  $y(t, n)$  виконується строга нерівність:

$$y(t_1, n) < y(t_2, n), \forall n \in \mathbf{Z} \quad (\text{B.2})$$

та для циклічного функціонального відношення має місце рівність:

$$p\langle(t, f(t))\rangle = p\langle(y(t, n), f(y(t, n)))\rangle \in \mathbf{A}, t \in \mathbf{W}, n \in \mathbf{Z}. \quad (\text{B.3})$$

Якщо функція  $y(t, n)$  є найменшою за модулем ( $|y(t, n)| \leq |y_\gamma(t, n)|$ ) серед усіх таких функцій  $\{y_\gamma(t, n), \gamma \in \mathbf{\Gamma}\}$ , що задовольняють умовам (B.1)-(B.3), то така функція є єдиною і її називають *структурною функцією* циклічного функціонального відношення  $\mathbf{Q}$ .

Структурну функцію подають в адитивній формі:

$$y(t, n) = t + T(t, n), t \in \mathbf{W}, n \in \mathbf{Z}, \quad (\text{B.4})$$

де  $T(t, n) = y(t, n) - t$  – функція ритму циклічного функціонального відношення  $\mathbf{Q}$ . Функція ритму  $T(t, n)$  характеризує часові (просторові)

проміжки між однофазними значеннями циклічного сигналу, що відстоять одне від одного на  $n$  циклів.

Лише чотири математичні об'єкти: область визначення  $\mathbf{W}$ , область значень  $\Psi$ , множина атрибутів  $\mathbf{A} = \{p_\beta, \beta \in \mathbf{B}\}$  та функція ритму  $T(t, n)$  – лежать в основі класифікації широкого класу математичних моделей циклічних сигналів [112].

Якщо  $T(t, n) = n \cdot T, T = const > 0$  – маємо *ритмічне* циклічне функціональне відношення. Якщо  $T(t, 1) \neq const$  – маємо циклічне функціональне відношення зі *змінюваним ритмом*, що відповідає реальному ЕКС з варіабельністю серцевого ритму.

Таким чином, циклічне функціональне відношення є узагальненою математичною моделлю, що охоплює як детерміновані, так і стохастичні циклічні сигнали. Математична модель ЕКС у вигляді ЦВП базується на цьому фундаменті, де область значень  $\Psi$  є простором випадкових величин, а атрибутивна властивість (В.3) набуває форми стохастичної еквівалентності у широкому сенсі [101].

## ДОДАТОК Г

### Означення та основні характеристики випадкового процесу

Матеріали додатку відповідають підрозділу 2.1 основного тексту.

Для означення циклостационарного та циклічного випадкових процесів, що становлять математичний фундамент дисертаційного дослідження, наведемо основні поняття та характеристики випадкового процесу [113].

Нехай  $\{\Omega, \mathbf{F}, \mathbf{P}\}$  – деякий ймовірнісний простір і  $t \in \mathbf{R}$  – дійсний часовий параметр ( $\mathbf{R} = (-\infty, \infty)$  – множина дійсних чисел).

*Означення.* Дійсним випадковим (стохастичним, ймовірнісним) процесом називається параметрична множина  $\{\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}\}$  дійсних випадкових величин [113].

*Означення.* Послідовність функцій:

$$\begin{aligned}
 F(x_1; t_1) &= \mathbf{P}\{\xi(\omega, t_1) < x_1\}, \\
 F(x_1, x_2; t_1, t_2) &= \mathbf{P}\{\xi(\omega, t_1) < x_1, \xi(\omega, t_2) < x_2\}, \\
 F(x_1, x_2, x_3; t_1, t_2, t_3) &= \mathbf{P}\{\xi(\omega, t_1) < x_1, \xi(\omega, t_2) < x_2, \xi(\omega, t_3) < x_3\}, \\
 &\dots \\
 F(x_1, x_2, \dots, x_n; t_1, t_2, \dots, t_n) &= \mathbf{P}\{\xi(\omega, t_1) < x_1, \xi(\omega, t_2) < x_2, \dots, \xi(\omega, t_n) < x_n\}, \\
 &\dots \\
 t_1, t_2, \dots, t_n &\in \mathbf{R}, \forall n
 \end{aligned}
 \tag{Г.1}$$

називається *послідовністю скінченновимірних функцій розподілу випадкового процесу* [113].

*Означення.* Випадковий процес, ймовірнісні властивості якого повністю характеризуються послідовністю скінченновимірних функцій розподілу (Г.1), називається *сепарабельним* [113].

Сепарабельні випадкові процеси можна характеризувати і в термінах характеристичних функцій. А саме, якщо для кожної  $n$ -вимірної ( $n = \overline{1, \infty}$ ) функції розподілу з (Г.1) записати відповідну їй  $n$ -вимірну характеристичну функцію:

$$\begin{aligned} f(u_1, u_2, \dots, u_n; t_1, t_2, \dots, t_n) &= \mathbf{M} \exp \left[ i \sum_{j=1}^n u_j \xi(\omega, t_j) \right] = \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \dots \int_{-\infty}^{\infty} \exp \left( i \sum_{j=1}^n u_j x_j \right) \partial_{x_1} \partial_{x_2} \dots \partial_{x_n} F(x_1, x_2, \dots, x_n; t_1, t_2, \dots, t_n), \quad (\text{Г.2}) \\ u_j &\in (-\infty, \infty), \quad j = \overline{1, n}, \quad t_1, t_2, \dots, t_n \in (-\infty, \infty), \end{aligned}$$

то сепарабельний випадковий процес можна повністю задати послідовністю скінченновимірних характеристичних функцій:

$$\begin{aligned} &f(u_1; t_1), \\ &f(u_1, u_2; t_1, t_2), \\ &f(u_1, u_2, u_3; t_1, t_2, t_3), \\ &\dots \\ &f(u_1, u_2, \dots, u_n; t_1, t_2, \dots, t_n), \\ &\dots \end{aligned} \quad (\text{Г.3})$$

*Означення.* Випадковий процес  $\xi(\omega, t), t \in \mathbf{R}$  називається стохастично періодичним або циклостаціонарним, якщо існує таке число  $T > 0$ , що скінченновимірні вектори  $(\xi(\omega, t_1), \xi(\omega, t_2), \dots, \xi(\omega, t_n))$  і  $(\xi(\omega, t_1 + T), \xi(\omega, t_2 + T), \dots, \xi(\omega, t_n + T))$ , де  $(t_1, t_2, \dots, t_n) \in \mathbf{R}^n$ , при всіх цілих  $n \geq 1$  є стохастично еквівалентними в широкому сенсі [77], [114], [115].

Зокрема,  $n$ -вимірні ( $n \geq 1$ ) функції розподілу  $F(x_1, x_2, \dots, x_n; t_1, t_2, \dots, t_n) = \mathbf{P}(\xi(\omega, t_1) < x_1, \xi(\omega, t_2) < x_2, \dots, \xi(\omega, t_n) < x_n)$  стохастично періодичного

процесу  $\xi(\omega, t), t \in \mathbf{R}$  є періодичними за сукупністю своїх аргументів, тобто [114], [115]:

$$F(x_1, x_2, \dots, x_n; t_1, t_2, \dots, t_n) = F(x_1, x_2, \dots, x_n; t_1 + T, t_2 + T, \dots, t_n + T). \quad (\Gamma.4)$$

Так само,  $n$ -вимірні ( $n \geq 1$ ) характеристичні функції  $f_\xi(u_1, u_2, \dots, u_n; t_1, t_2, \dots, t_n) = \mathbf{M} e^{i \sum_{k=1}^n u_k \xi(\omega, t_k)}$  стохастично періодичного процесу  $\xi(\omega, t), t \in \mathbf{R}$  є періодичними за сукупністю своїх аргументів, тобто [114], [115]:

$$f_\xi(u_1, u_2, \dots, u_n; t_1, t_2, \dots, t_n) = f_\xi(u_1, u_2, \dots, u_n; t_1 + T, t_2 + T, \dots, t_n + T). \quad (\Gamma.5)$$

Якщо для стохастично періодичного процесу  $\xi(\omega, t), t \in \mathbf{R}$  існують моментні функції до порядку  $n \geq 1$ , то всі вони є  $T$ -періодичними за сукупністю своїх аргументів, зокрема,  $T$ -періодичними є математичне сподівання  $\mathbf{M}\xi(\omega, t)$  та кореляційна функція  $R(t_1, t_2)$ . А саме:

$$\mathbf{M}\xi(\omega, t) = \mathbf{M}\xi(\omega, t + T), \quad R(t_1, t_2) = R(t_1 + T, t_2 + T). \quad (\Gamma.6)$$

Випадковий процес, моментні функції першого і другого порядку якого задовольняють умові (Г.6) називається періодично корельованим випадковим процесом.

Поняття стохастичної періодичності для випадкової послідовності  $\xi_i(\omega), t \in \mathbf{Z}$  вводиться аналогічним чином.

Моделі стохастично періодичних, періодично-корельованих, періодично нестационарних, циклостационарних випадкових процесів мають суттєве обмеження в контексті даного дисертаційного дослідження, а саме, вони потребують припущення, що частота серцевих скорочень є постійною

величиною протягом усього періоду спостереження сигналу. Це припущення є досить обмежувальним і справедливим лише протягом дуже короткого проміжку часу [75], [116]. У зв'язку з цим, важливого значення у даному дисертаційному дослідженні відіграє математичний апарат циклічних випадкових процесів, основні означення та властивості яких наведено в п. 2.1.

## ДОДАТОК Д

## Приклади графічних реалізацій амплітудної варіабельності

Матеріали додатку відповідають підрозділу 2.5.1 основного тексту.

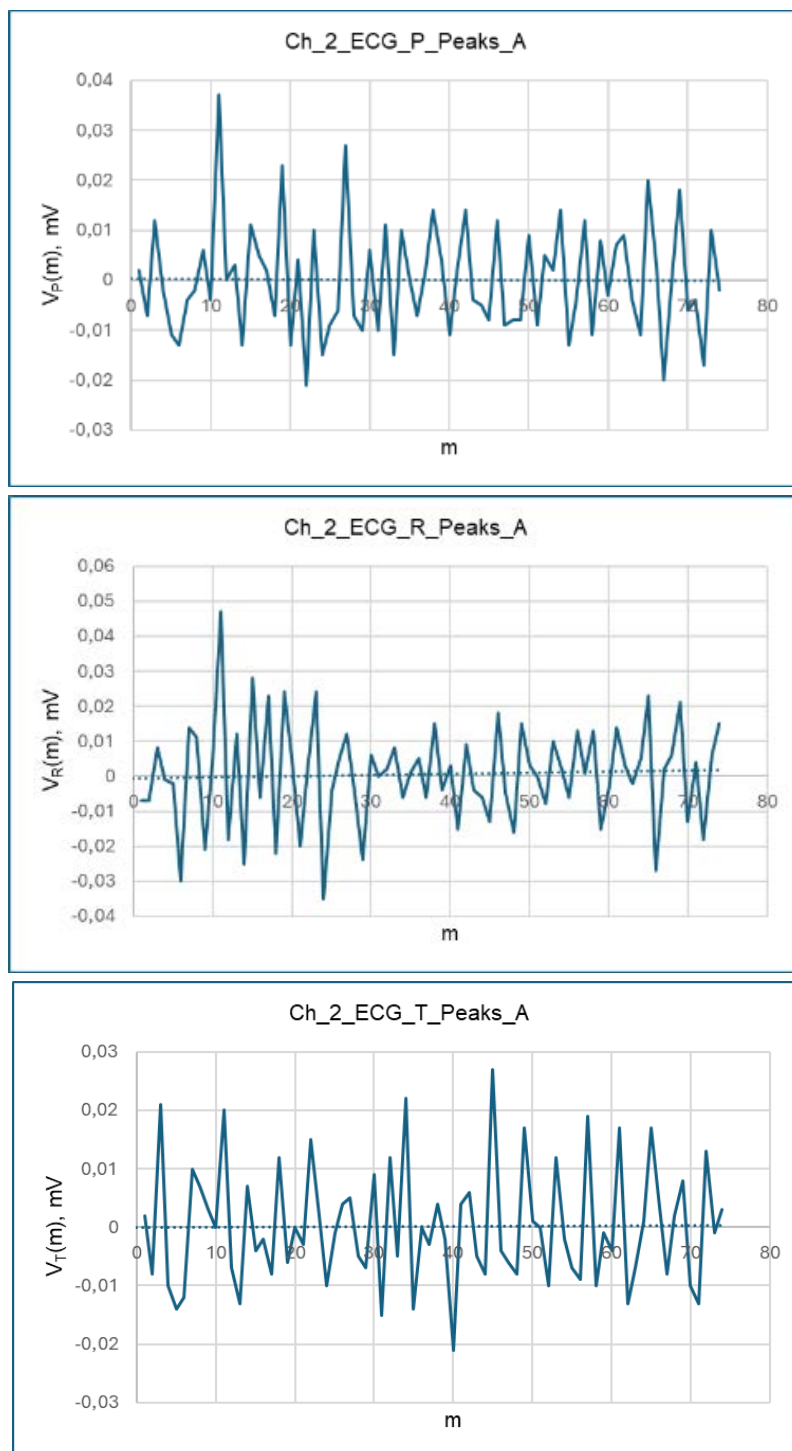


Рисунок Д.1 – Графічні реалізації амплітудної варіабельності для зубця Р ( $V_P(m)$ ), зубця R ( $V_R(m)$ ) та зубця Т ( $V_T(m)$ ) пацієнта з діагнозом: умовна норма

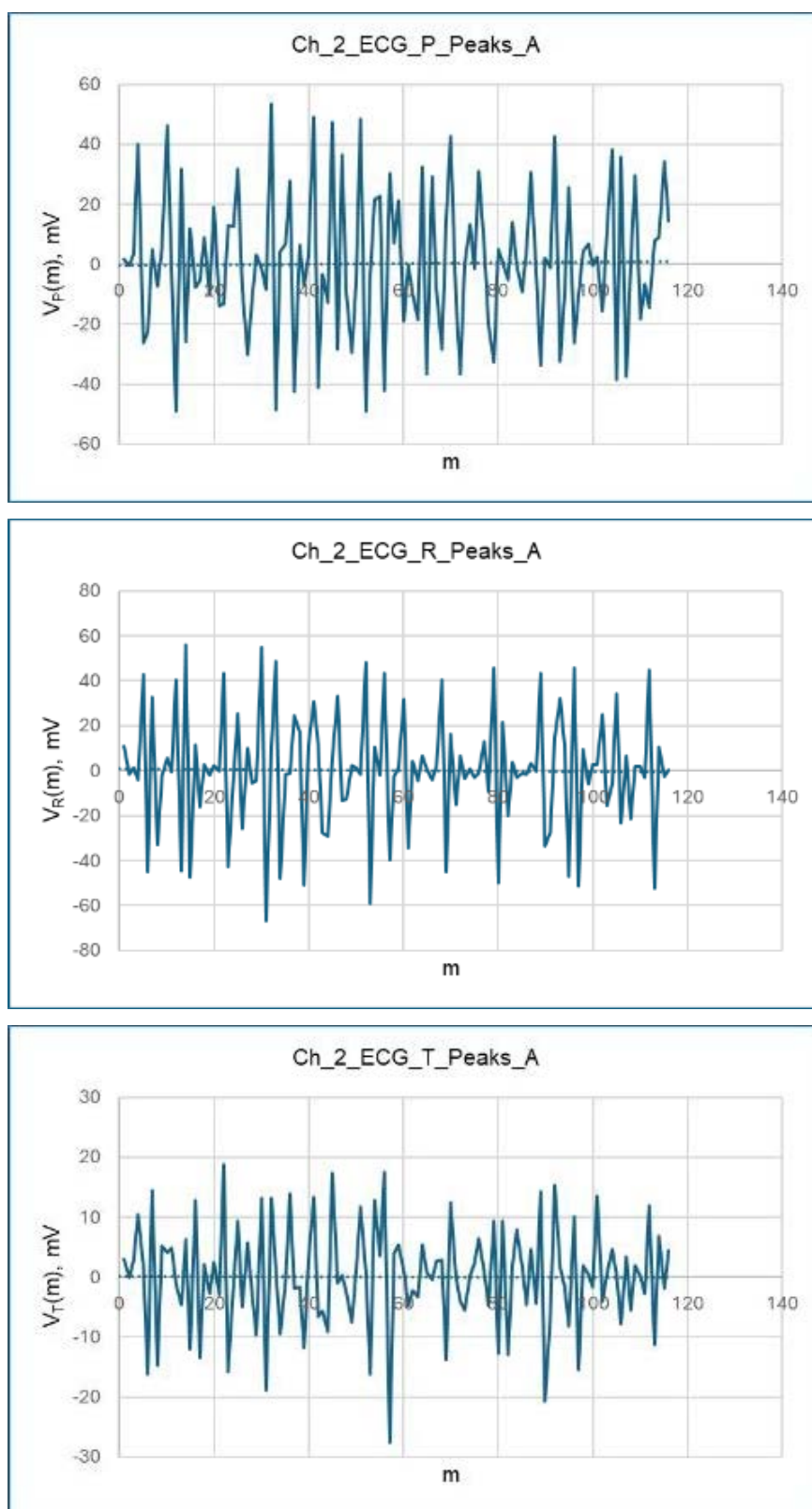


Рисунок Д.2 – Графічні реалізації амплітудної варіабельності для зубця Р ( $V_P(m)$ ), зубця R ( $V_R(m)$ ) та зубця Т ( $V_T(m)$ ) пацієнта з діагнозом: екстрасистоія

## ДОДАТОК Е

## Приклади графічних реалізацій часової варіабельності

Матеріали додатку відповідають підрозділу 2.5.2 основного тексту.

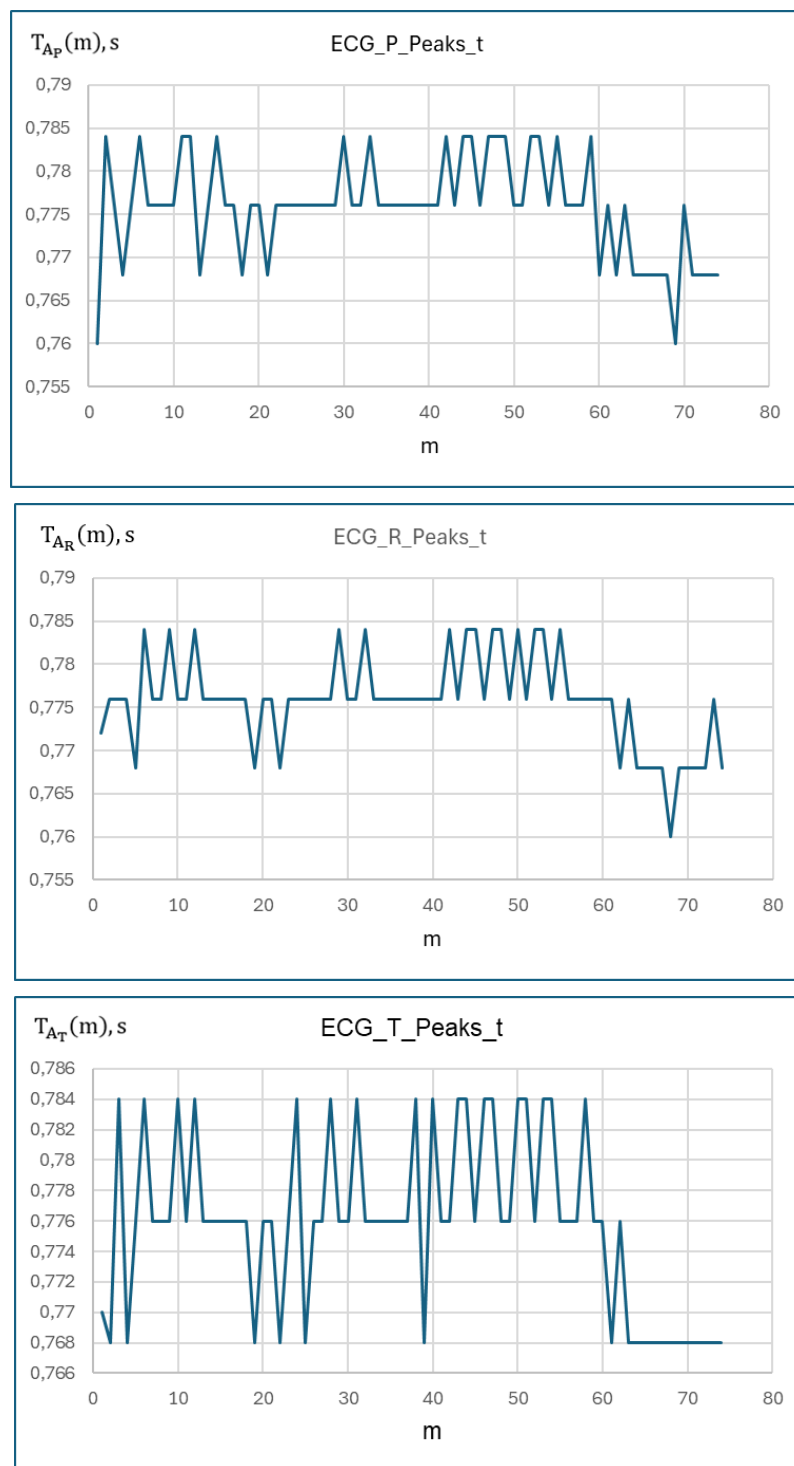


Рисунок Е.1 – Графічні реалізації часової варіабельності для зубців  $T_{AP}(m)$ ,  $T_{AR}(m)$ ,  $T_{AT}(m)$  пацієнта з діагнозом: умовна норма

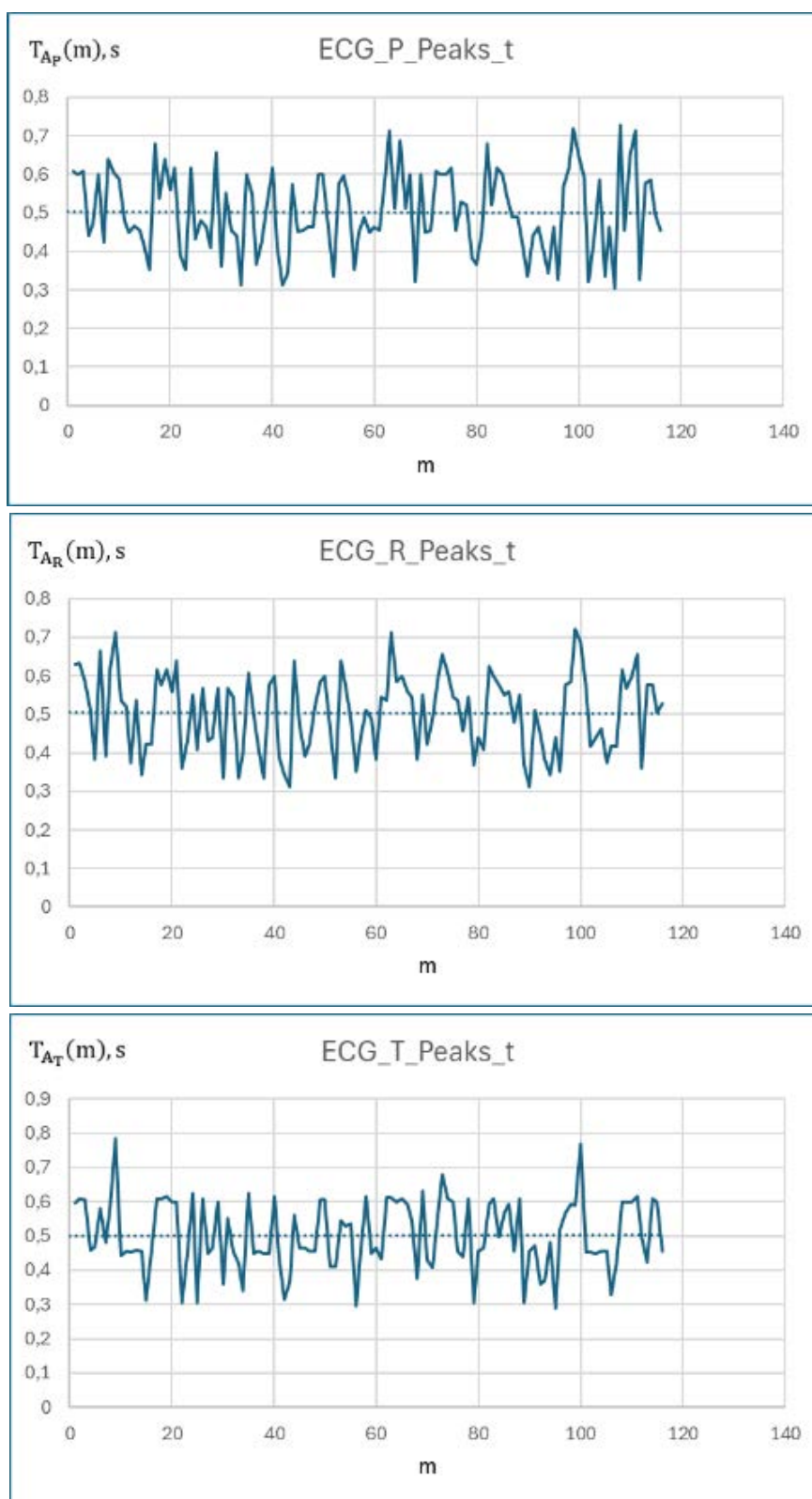


Рисунок Е.2 – Графічні реалізації часової варіабельності для зубців  $T_{Ap}(m)$ ,  $T_{Ar}(m)$ ,  $T_{At}(m)$  пацієнта з діагнозом: екстрасистолія

## ДОДАТОК Ж

### Результати частотного аналізу статистичних характеристик ЕКС

Матеріали додатку відповідають підрозділу 3.2.2 основного тексту.

Розкладання оцінки математичного сподівання  $\hat{m}_{\xi_T(l,1)}(l)$  в ряд Фур'є має

вигляд:

$$\hat{m}_{\xi_T(l,1)}(l) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^N \left[ a_n \cos\left(\frac{2\pi nl}{L}\right) + b_n \sin\left(\frac{2\pi nl}{L}\right) \right], \quad (\text{Ж.1})$$

де  $a_n$  – косинусні коефіцієнти Фур'є;  $b_n$  – синусні коефіцієнти Фур'є;  $L$  – період (тривалість циклу у відліках);  $N$  – кількість гармонік.

Косинусні та синусні коефіцієнти для оцінки математичного сподівання розраховуються за формулами:

$$\begin{aligned} a_n &= \frac{2}{L} \sum_{l=1}^L \hat{m}_{\xi_T(l,1)}(l) \cos\left(\frac{2\pi nl}{L}\right), \quad n = 0, 1, 2, \dots, N, \\ b_n &= \frac{2}{L} \sum_{l=1}^L \hat{m}_{\xi_T(l,1)}(l) \sin\left(\frac{2\pi nl}{L}\right), \quad n = 1, 2, \dots, N. \end{aligned} \quad (\text{Ж.2})$$

Розкладання оцінки дисперсії  $\hat{d}_{\xi_T(l,1)}(l)$  в ряд Фур'є має аналогічний

вигляд:

$$\hat{d}_{\xi_T(l,1)}(l) = \frac{c_0}{2} + \sum_{n=1}^N \left[ c_n \cos\left(\frac{2\pi nl}{L}\right) + d_n \sin\left(\frac{2\pi nl}{L}\right) \right], \quad (\text{Ж.3})$$

де  $c_n$  – косинусні коефіцієнти Фур'є для дисперсії;  $d_n$  – синусні коефіцієнти Фур'є для дисперсії.

Косинусні та синусні коефіцієнти для оцінки дисперсії розраховуються за формулами:

$$\begin{aligned} c_n &= \frac{2}{L} \sum_{l=1}^L \hat{d}_{\xi_T(l,1)}(l) \cos\left(\frac{2\pi nl}{L}\right), \quad n = 0, 1, 2, \dots, N, \\ d_n &= \frac{2}{L} \sum_{l=1}^L \hat{d}_{\xi_T(l,1)}(l) \sin\left(\frac{2\pi nl}{L}\right), \quad n = 1, 2, \dots, N. \end{aligned} \quad (\text{Ж.4})$$

Енергетичні характеристики спектрів визначаються через амплітудні спектри:

$$A_n^{(m)} = \sqrt{a_n^2 + b_n^2}, \quad A_n^{(d)} = \sqrt{c_n^2 + d_n^2}, \quad (\text{Ж.5})$$

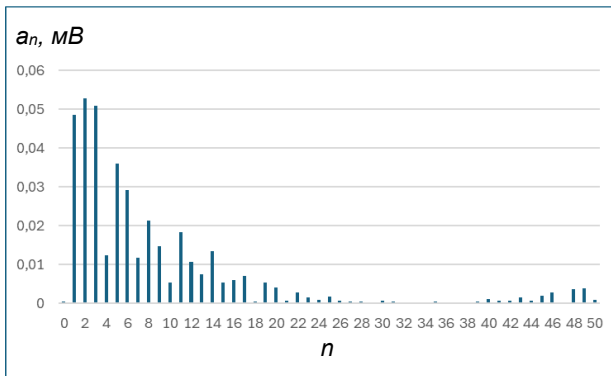
де  $A_n^{(m)}$  – амплітуда  $n$ -ої гармоніки спектру математичного сподівання;  $A_n^{(d)}$  – амплітуда  $n$ -ої гармоніки спектру дисперсії.

Сумарна енергія спектру обчислюється як:

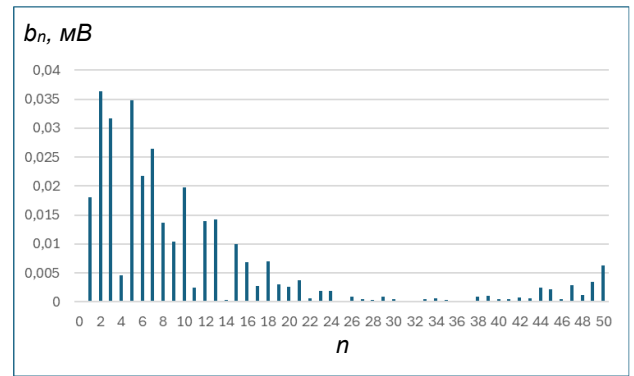
$$E^{(m)} = \sum_{n=0}^N \left(A_n^{(m)}\right)^2, \quad E^{(d)} = \sum_{n=0}^N \left(A_n^{(d)}\right)^2. \quad (\text{Ж.6})$$

На рис. Ж.1 представлено косинусний спектр (а) та синусний спектр (б) оцінки математичного сподівання для пацієнта з умовною нормою.

Аналіз косинусного спектру оцінки математичного сподівання для умовної норми (рис. Ж.1а) демонструє характерний розподіл енергії по гармоніках. Домінуючими є низькочастотні компоненти ( $n = 1-10$ ), які відображають основну морфологію усередненого кардіоциклу. Максимальне значення косинусного коефіцієнта  $a_n = 0,0529$  мВ спостерігається при  $n = 2$ , що відповідає другій гармоніці. Амплітуди коефіцієнтів поступово спадають з ростом номера гармоніки, досягаючи значень менше 0,01 мВ при  $n > 15$ .



а)

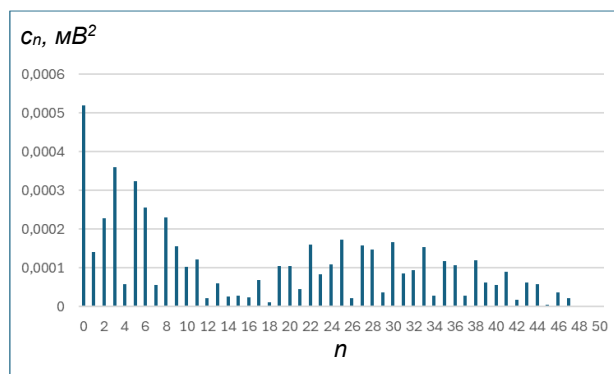


б)

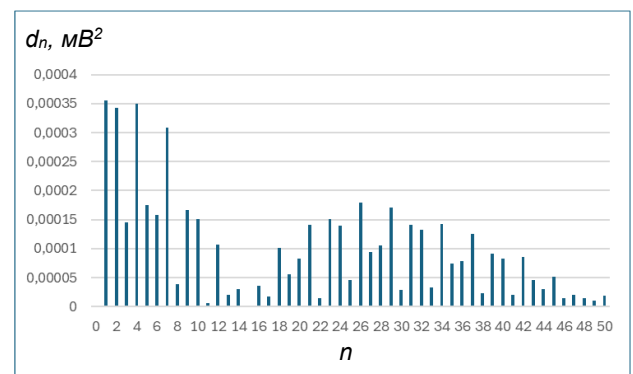
Рисунок Ж.1 – Результати частотного аналізу оцінки математичного сподівання ЕКС (умовна норма): а) косинусний спектр; б) синусний спектр

Синусний спектр оцінки математичного сподівання (рис. Ж.1б) характеризується аналогічним розподілом з максимальним значенням  $b_n = 0,0363$  мВ при  $n = 2$ . Енергія зосереджена переважно в діапазоні гармонік  $n = 1-12$ , що свідчить про можливість компактного представлення оцінки математичного сподівання обмеженою кількістю спектральних коефіцієнтів. Гармоніки з  $n > 12$  мають амплітуди, що не перевищують 10% від максимального значення, і можуть бути відкинуті без суттєвої втрати інформації при зменшенні розмірності.

На рис. Ж.2 представлено результати частотного аналізу оцінки дисперсії для умовної норми.



а)



б)

Рисунок Ж.2 – Результати частотного аналізу оцінки дисперсії ЕКС (умовна норма): а) косинусний спектр; б) синусний спектр

Спектральні коефіцієнти дисперсії для умовної норми (рис. Ж.2) характеризуються значно меншими амплітудами порівняно з коефіцієнтами математичного сподівання. Максимальне значення косинусного коефіцієнта  $c_n = 0,000519 \text{ мВ}^2$  спостерігається при  $n = 0$  (постійна складова), а максимальне значення синусного коефіцієнта  $d_n = 0,000355 \text{ мВ}^2$  – при  $n = 1$ . Такі низькі значення спектральних коефіцієнтів дисперсії підтверджують високу стабільність амплітудних характеристик ЕКС у здорових пацієнтів та мінімальну варіабельність форми сигналу від циклу до циклу.

На рис. Ж.3 представлено результати частотного аналізу оцінки математичного сподівання для пацієнта з екстрасистолією.

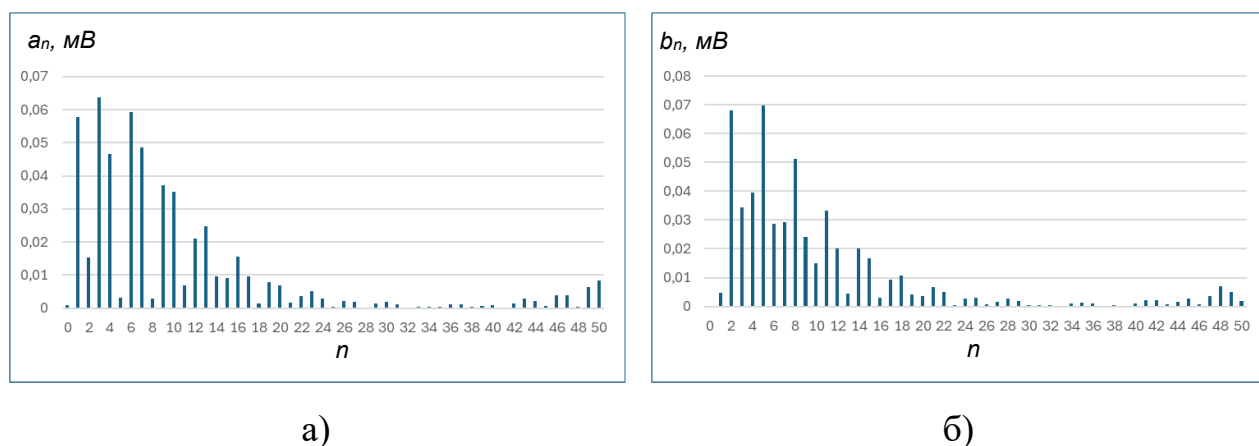


Рисунок Ж.3 – Результати частотного аналізу оцінки математичного сподівання ЕКС (екстрасистолія): а) косинусний спектр; б) синусний спектр

Косинусний спектр оцінки математичного сподівання для екстрасистолії (рис. Ж.3а) демонструє помірні відмінності порівняно з нормою. Максимальне значення косинусного коефіцієнта  $a_n = 0,0637 \text{ мВ}$  спостерігається при  $n = 3$ , що на 20% більше порівняно з нормою. Характерною особливістю є більш рівномірний розподіл енергії по гармоніках у діапазоні  $n = 1-20$ .

Синусний спектр оцінки математичного сподівання (рис. Ж.3б) демонструє більш виражені зміни. Максимальне значення  $b_n = 0,0698 \text{ мВ}$  досягається при  $n = 5$ , що майже вдвічі перевищує відповідний показник для норми (0,0363 мВ). Спостерігається зміщення максимуму спектру в область

вищих гармонік, що відображає появу більш високочастотних компонент у морфології усередненого кардіоциклу.

На рис. Ж.4 представлено результати частотного аналізу оцінки дисперсії для екстрасистоїї.

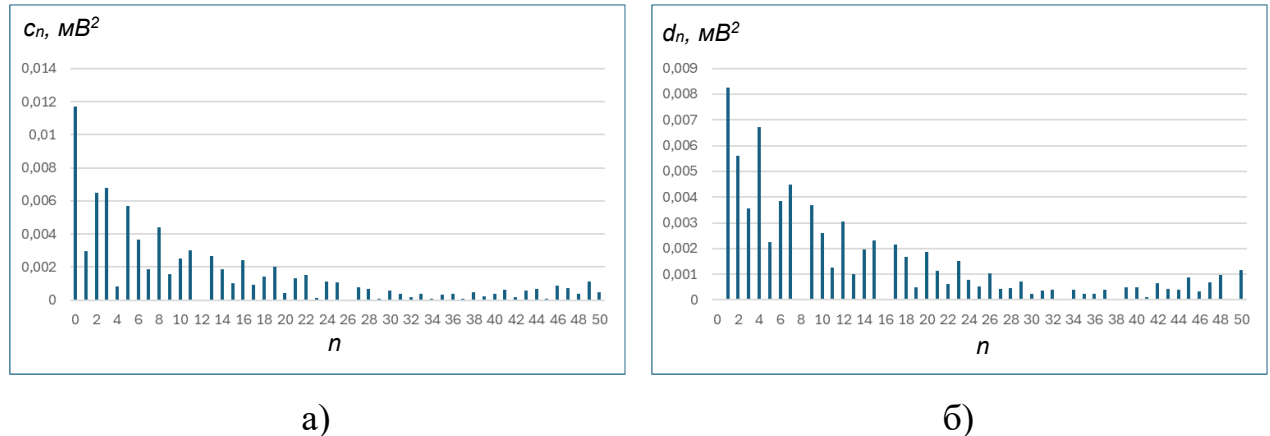


Рисунок Ж.4 – Результати частотного аналізу оцінки дисперсії ЕКС (екстрасистоїї): а) косинусний спектр; б) синусний спектр

Найбільш показовими є результати частотного аналізу оцінки дисперсії для екстрасистоїї (рис. Ж.4). Максимальне значення косинусного коефіцієнта  $c_n = 0,0117 mV^2$  (при  $n = 0$ ) перевищує відповідний показник для норми у 22,5 рази. Максимальне значення синусного коефіцієнта  $d_n = 0,00825 mV^2$  (при  $n = 1$ ) перевищує норму у 23,2 рази. Таке значне зростання спектральних коефіцієнтів дисперсії (більш ніж на порядок порівняно з нормою) свідчить про суттєве збільшення розсіювання амплітудних значень ЕКС відносно середнього кардіоциклу. Цей кількісний показник може бути використаний як діагностична ознака для автоматизованого розрізнення записів ЕКС із різним ступенем варіабельності.

На рис. Ж.5 представлено результати частотного аналізу оцінки математичного сподівання для пацієнта з блокадою лівої ніжки пучка Гіса (БЛНПГ).

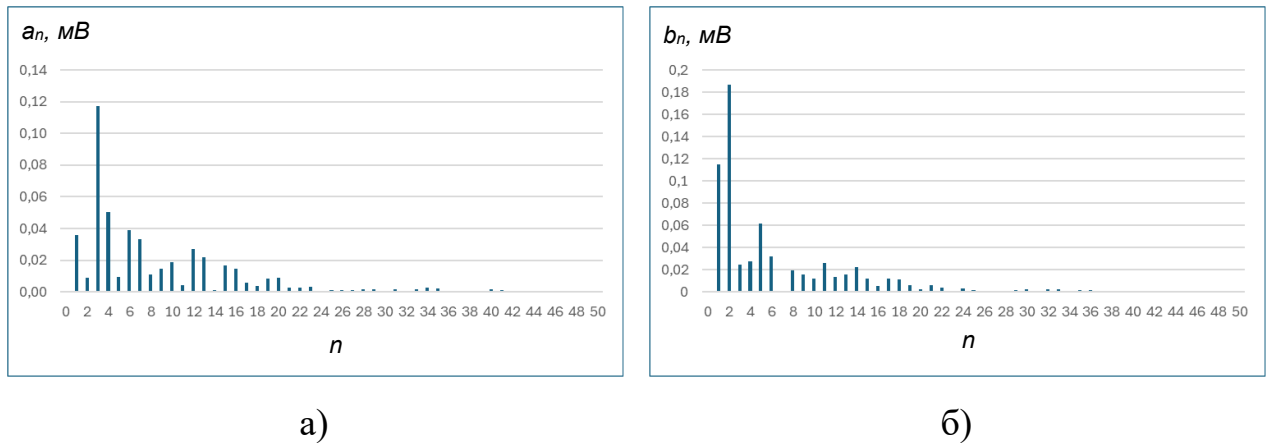
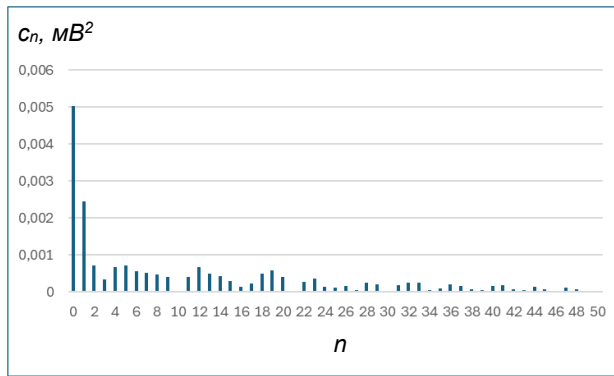


Рисунок Ж.5 – Результати частотного аналізу оцінки математичного сподівання ЕКС (БЛНПГ): а) косинусний спектр; б) синусний спектр

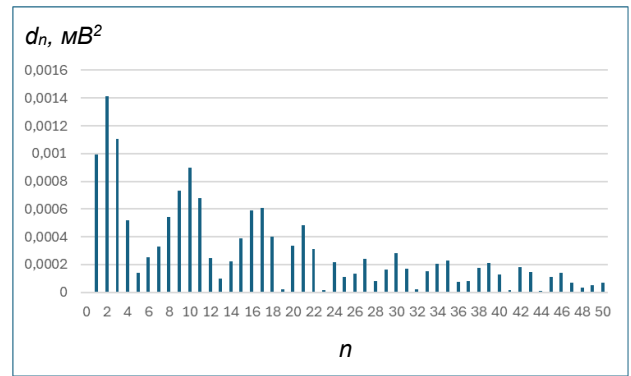
Косинусний спектр оцінки математичного сподівання для БЛНПГ (рис. Ж.5а) демонструє найбільш виражені відмінності серед усіх досліджуваних патологій. Максимальне значення косинусного коефіцієнта  $a_n = 0,1172$  мВ спостерігається при  $n = 3$ , що у 2,2 рази перевищує відповідний показник для норми. Характерним є збереження значних амплітуд коефіцієнтів у широкому діапазоні гармонік ( $n = 1-15$ ), що відображає суттєву зміну морфології QRS-комплексу при даній патології.

Синусний спектр оцінки математичного сподівання (рис. Ж.5б) демонструє ще більш виражені зміни. Максимальне значення  $b_n = 0,1869$  мВ досягається при  $n = 2$ , що у 5,1 рази перевищує відповідний показник для норми. Це найвище значення серед усіх досліджуваних груп, що свідчить про значну деформацію форми усередненого кардіоциклу, характерну для блокади провідної системи серця.

На рис. Ж.6 представлено результати частотного аналізу оцінки дисперсії для БЛНПГ.



а)



б)

Рисунок Ж.6 – Результати частотного аналізу оцінки дисперсії ЕКС (БЛНПГ): а) косинусний спектр; б) синусний спектр

Спектральні коефіцієнти дисперсії для БЛНПГ (рис. Ж.6) демонструють помірно зростання порівняно з нормою. Максимальне значення косинусного коефіцієнта  $c_n = 0,00503 \text{ мВ}^2$  (при  $n = 0$ ) перевищує норму у 9,7 рази. Максимальне значення синусного коефіцієнта  $d_n = 0,00141 \text{ мВ}^2$  (при  $n = 2$ ) перевищує норму у 4,0 рази. Важливо зазначити, що ці значення суттєво менші, ніж при екстрасистолії, що пояснюється різною природою патологій: при БНПГ змінюється форма кардіоциклу (морфологічна патологія), тоді як варіабельність від циклу до циклу залишається помірною.

Результати порівняльного аналізу спектральних характеристик статистичних оцінок ЕКС для трьох діагностичних категорій наведено у табл. Ж.1.

Таблиця Ж.1 – Порівняльні характеристики спектрального аналізу статистичних оцінок ЕКС

Показник	Умовна норма	Екстра-систоля	БНПГ
<i>Оцінка мат. сподівання</i>			
max $a_n$ , мВ	0,0529 (n=2)	0,0637 (n=3)	0,1172 (n=3)
Відношення до норми	1,00	1,20	2,22
max $b_n$ , мВ	0,0363 (n=2)	0,0698 (n=5)	0,1869 (n=2)
Відношення до норми	1,00	1,92	5,15
<i>Оцінка дисперсії</i>			
max $c_n$ , мВ <sup>2</sup>	0,0005 (n=0)	0,0117 (n=0)	0,005 (n=0)
Відношення до норми	1,00	22,54	9,69
max $d_n$ , мВ <sup>2</sup>	0,0004 (n=1)	0,0083 (n=1)	0,0014 (n=2)
Відношення до норми	1,00	23,24	3,97

1. Ритмічні патології (екстрасистоля) характеризуються помірним зростанням спектральних коефіцієнтів математичного сподівання (у 1,2-1,9 рази) при значному збільшенні коефіцієнтів дисперсії (у 22,5-23,2 рази). Це свідчить про високий рівень варіабельності амплітудних характеристик між послідовними циклами.

2. Зміщення максимумів спектру спостерігається при обох патологіях: для екстрасистолії максимум синусного спектру математичного сподівання зміщується з  $n = 2$  до  $n = 5$ , що свідчить про появу високочастотних компонент; для БЛНПГ максимум косинусного спектру зміщується з  $n = 2$  до  $n = 3$ , відображаючи зміну основної форми кардіоциклу.

3. Діагностичне розмежування патологій можливе на основі співвідношення спектральних коефіцієнтів: при морфологічних патологіях домінує зростання коефіцієнтів математичного сподівання, при ритмічних – коефіцієнтів дисперсії.

Отримані результати частотного аналізу підтверджують діагностичну цінність спектральних характеристик статистичних оцінок ЕКС та створюють передумови для формування комплексу ознак у системах автоматизованої кардіодіагностики. Коефіцієнти розкладання Фур'є можуть бути використані як вхідні ознаки для методів машинного навчання з метою класифікації та диференціальної діагностики кардіологічних патологій різної природи.

## ДОДАТОК И

### **Програмна реалізація інформаційної технології інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак електрокардіосигналів**

На основі розробленої ІТ інтелектуального аналізу морфологічних і ритмічних ознак ЕКС створено програмний комплекс «Статистична обробка та моделювання циклічних сигналів». Комплекс реалізує два ключові функціональні модулі: *блок оцінки морфологічних ознак* та *блок оцінки ритмічних ознак* ЕКС.

*Блок оцінки морфологічних ознак* реалізує статистичну обробку амплітудних значень циклічного ЕКС з урахуванням його сегментної зонної структури. Основними функціями блоку є: завантаження вхідного циклічного сигналу та оцінки його математичного сподівання, синхронізація циклів сигналу, усунення тренду в межах циклів, обчислення розкидів однофазних амплітудних значень відносно усередненої морфології циклу, а також статистична обробка отриманих розкидів з обчисленням оцінок математичного сподівання та дисперсії. Результати обробки відображаються у табличній формі та у вигляді графіків, що дає змогу здійснювати як кількісний, так і візуальний аналіз морфологічних ознак ЕКС.

Перший етап роботи з комплексом передбачає завантаження вхідних даних (рис. И.1). Користувач відкриває файл із реалізацією циклічного ЕКС та відповідний файл із оцінкою математичного сподівання сигналу. Завантажені дані відображаються у двох паралельних таблицях: ліворуч – вихідний циклічний сигнал з відліками та амплітудними значеннями, праворуч – відповідні значення математичного сподівання.

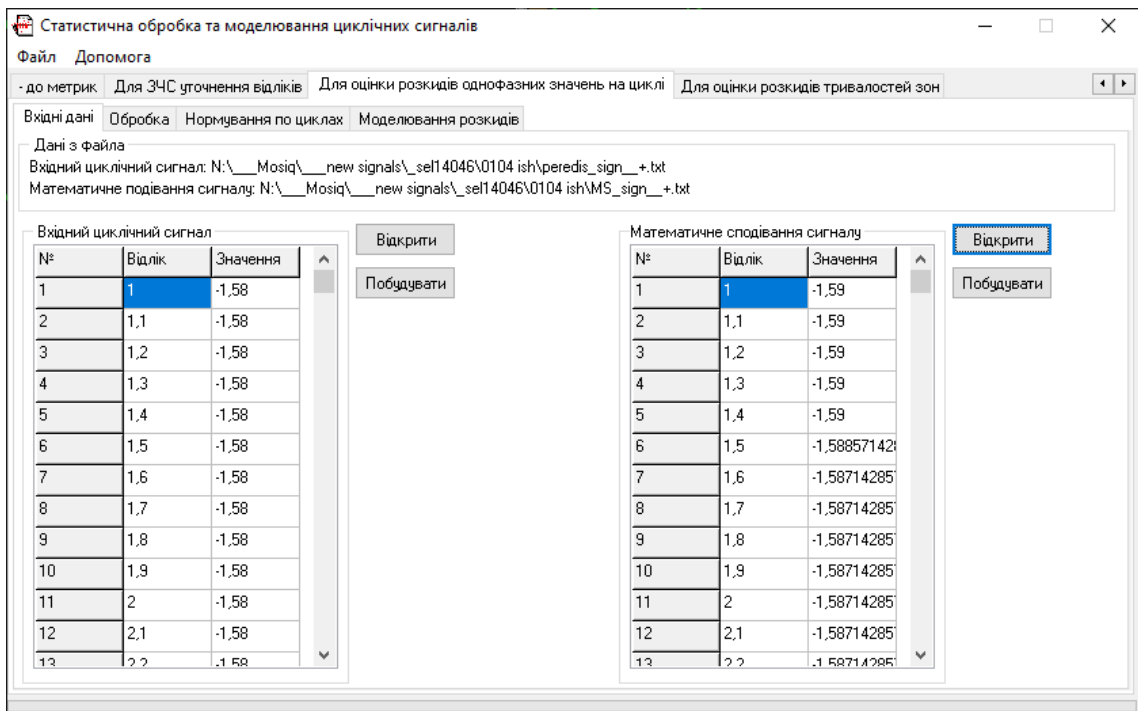


Рисунок И.1 – Вхідний циклічний сигнал та його оцінка математичного сподівання

На наступному кроці (рис. И.2) виконується розбиття ЕКС на цикли та їх синхронізація. На графіку відображаються накладені один на одного синхронізовані цикли сигналу, що дає змогу наочно оцінити ступінь їх узгодженості та варіабельність форми від циклу до циклу. Суміщені цикли показуються різними кольорами, а усереднений цикл виділяється окремо.

Для опрацювання розкидів однофазних амплітудних значень призначено відповідну вкладку (рис. И.3). Інтерфейс дає змогу задавати кількість циклів сигналу, синхронізувати цикли за вершинами, усувати тренд на циклах, а також зберігати цикли окремо. У правій частині відображається таблиця з розкидами однофазних значень для кожного циклу. Кнопки «Будувати розкид та МС» та «Розкиди однією реалізацією» забезпечують формування та відображення відповідних статистичних характеристик.

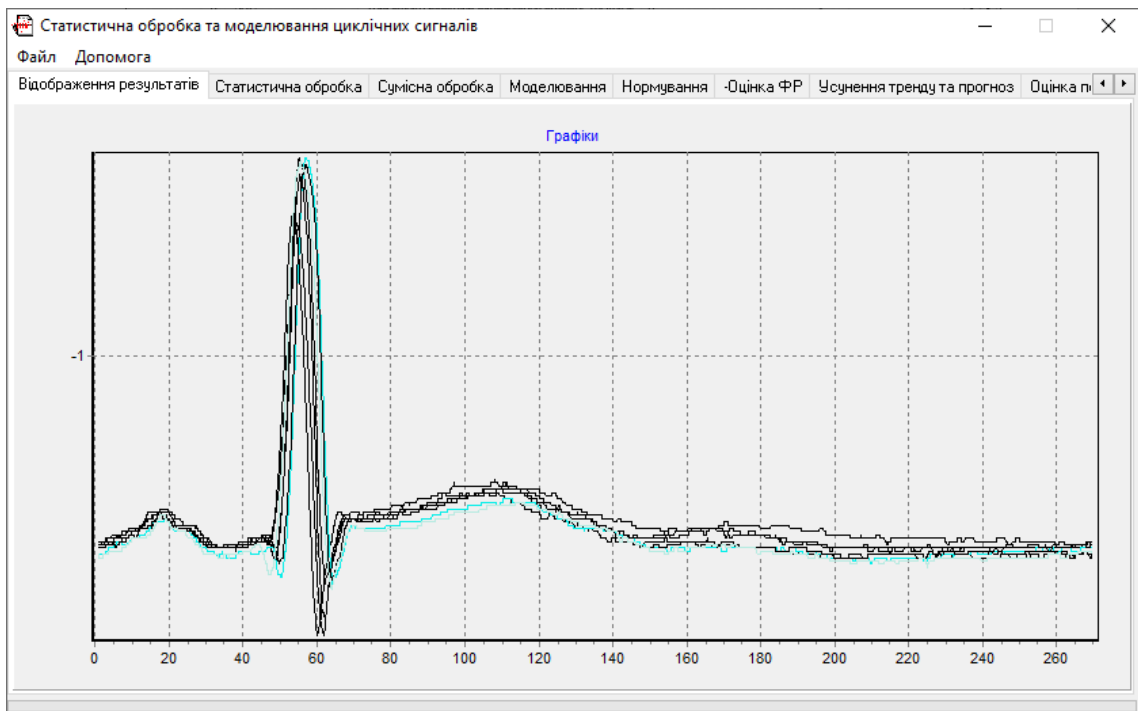


Рисунок И.2 – Результати опрацювання: розбиття циклів і їх синхронізація

К-сть циклів сигналу

Відобразити

Номер циклу

Цикли

№	Відлік	Значення ц.1	Значення ц.2	Значення ц.3
1	1	-1,58	-1,58	-1,61
2	1,1	-1,58	-1,58	-1,61
3	1,2	-1,58	-1,58	-1,61

Розкиди однофазних значень

№	Відлік	Розкид ц.1	Розкид ц.2	Розкид ц.3
1	1	0,01	0,01	-0,02
2	1,1	0,01	0,01	-0,02
3	1,2	0,01	0,01	-0,02

Номер відліку  Відлік

1 2689

Рисунок И.3 – Меню опрацювання розкидів однофазних значень

Результат відображення розкидів однофазних амплітудних значень разом із реалізацією ЕКС представлено на рис. И.4. На графіку поєднано

вихідний сигнал (чорна крива) та розкиди амплітудних значень (зелені вертикальні відрізки), що ілюструють відхилення амплітуди кожного циклу від усередненої морфології у відповідних часових точках.

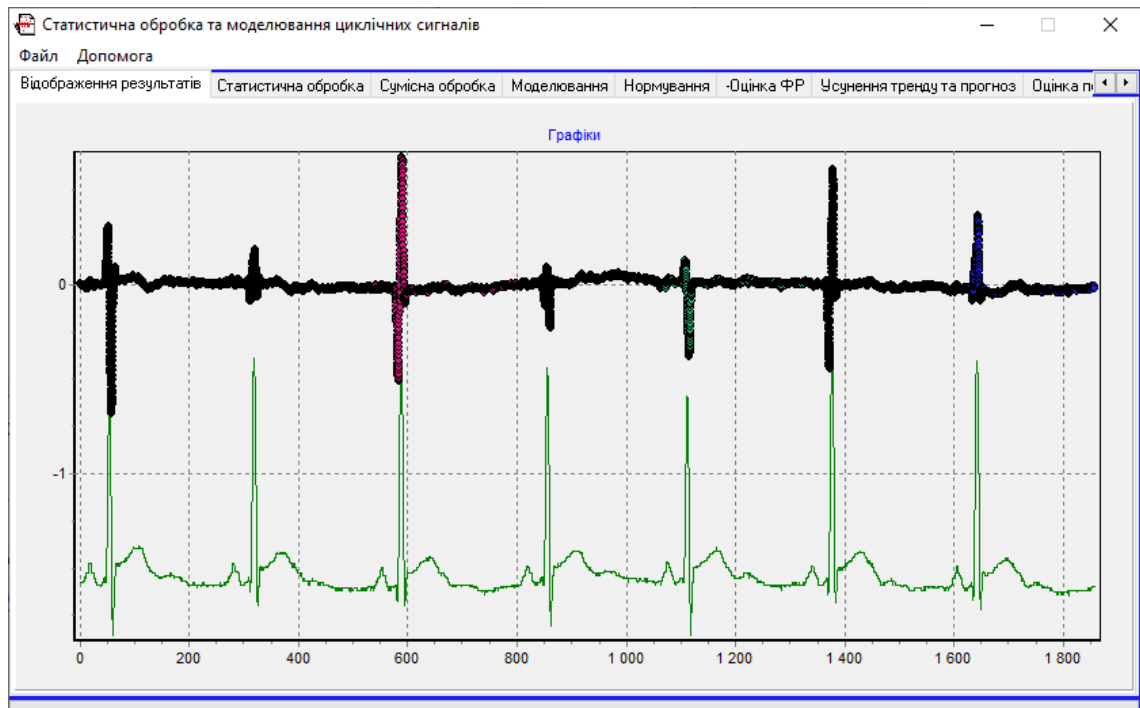


Рисунок И.4 – Розкиди однофазних амплітудних значень та реалізація ЕКС

*Блок оцінки ритмічних ознак* аналізує ритмічну структуру ЕКС. У програмному комплексі реалізований окремий модуль обробки тривалостей сегментної зонної структури. На рис. И.5 показано інтерфейс завантаження зонної-часової структури: ліворуч завантажується вхідний файл зонної-часової структури з відліками та тривалостями зон, праворуч – файл типових тривалостей зон (нормативні значення першого циклу), що є еталоном для обчислення розкидів.

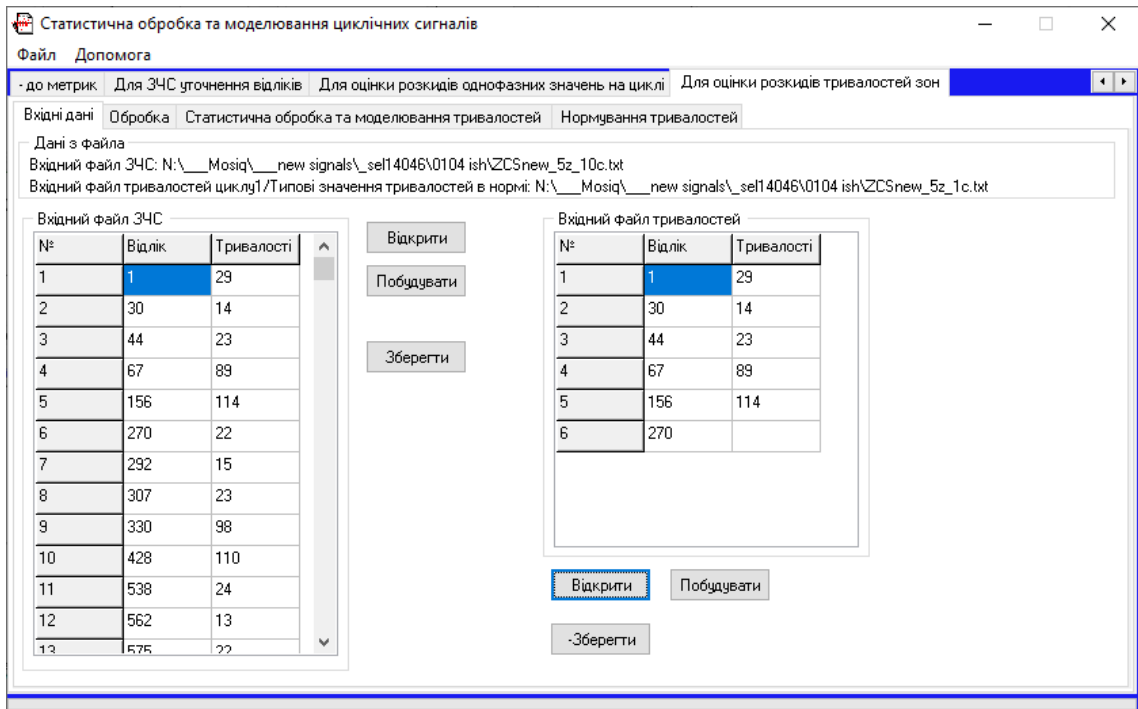


Рисунок И.5 – Завантаження зонної часової структури

Після завантаження даних виконується опрацювання тривалостей циклів (рис. И.6). Ліва частина інтерфейсу відображає таблицю тривалостей усіх циклів і зон у структурованому вигляді (цикл – зона – тривалість), а права – обчислені розкиди тривалостей відносно еталонного циклу. Передбачено можливість вибору між абсолютними та відносними значеннями розкидів. Кнопка «Будувати розкиди та тривалості» забезпечує формування і відображення відповідних графіків.

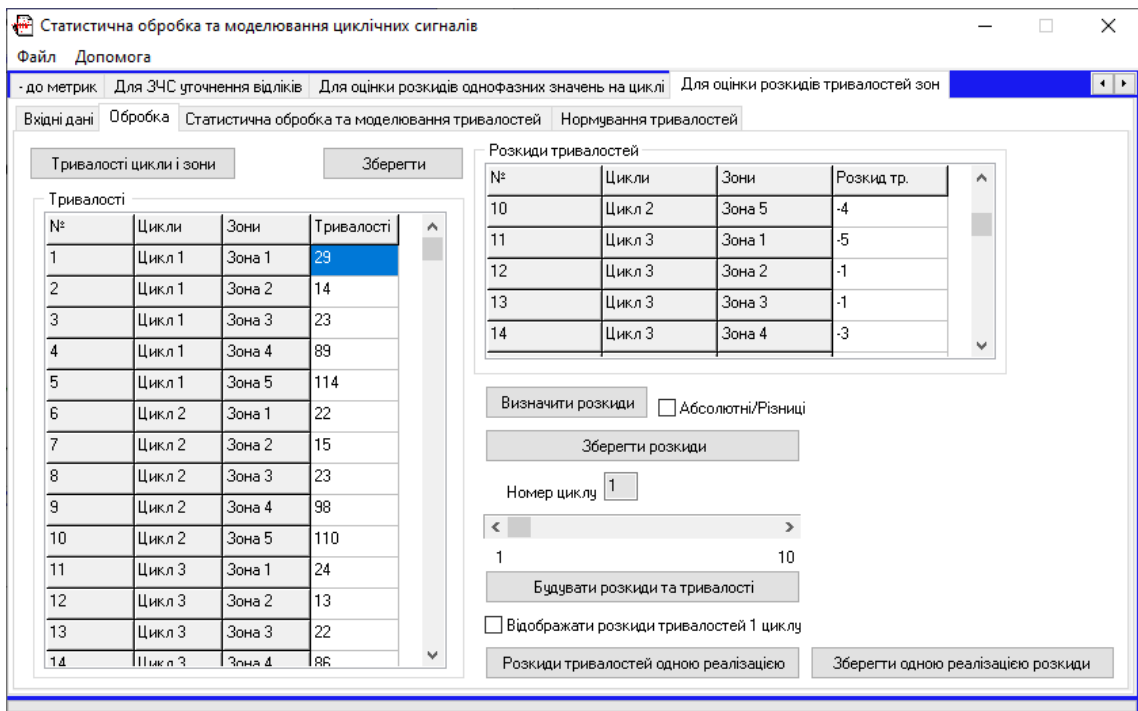


Рисунок И.6 – Опрацювання тривалостей циклів

Графічне відображення розкидів тривалостей однією реалізацією (рис. И.7) подає розкиди для кожної зони у вигляді вертикальних відрізків, що дає змогу оцінити позитивні та негативні відхилення від еталонних тривалостей симетрично відносно нульової осі.

Завершальний етап ритмічного аналізу – статистична обробка та моделювання тривалостей (рис. И.8). Комплекс автоматично обчислює оцінки математичного сподівання та дисперсії тривалостей для кожної зони і відображає їх у вигляді таблиці. Вкладка «Моделювати реалізацію» дає змогу змоделювати реалізації тривалостей зон із заданою кількістю циклів, використовуючи оцінені статистичні характеристики. Дані можуть бути збережені для подальшого використання у задачах навчання класифікаторів.

Таким чином, розроблений програмний комплекс реалізує повний ланцюжок опрацювання ЕКС – від завантаження вхідних даних до отримання статистичних оцінок морфологічних та ритмічних ознак і генерації синтетичних реалізацій – і є безпосередньою програмною реалізацією запропонованої у розділі 3 інформаційної технології.

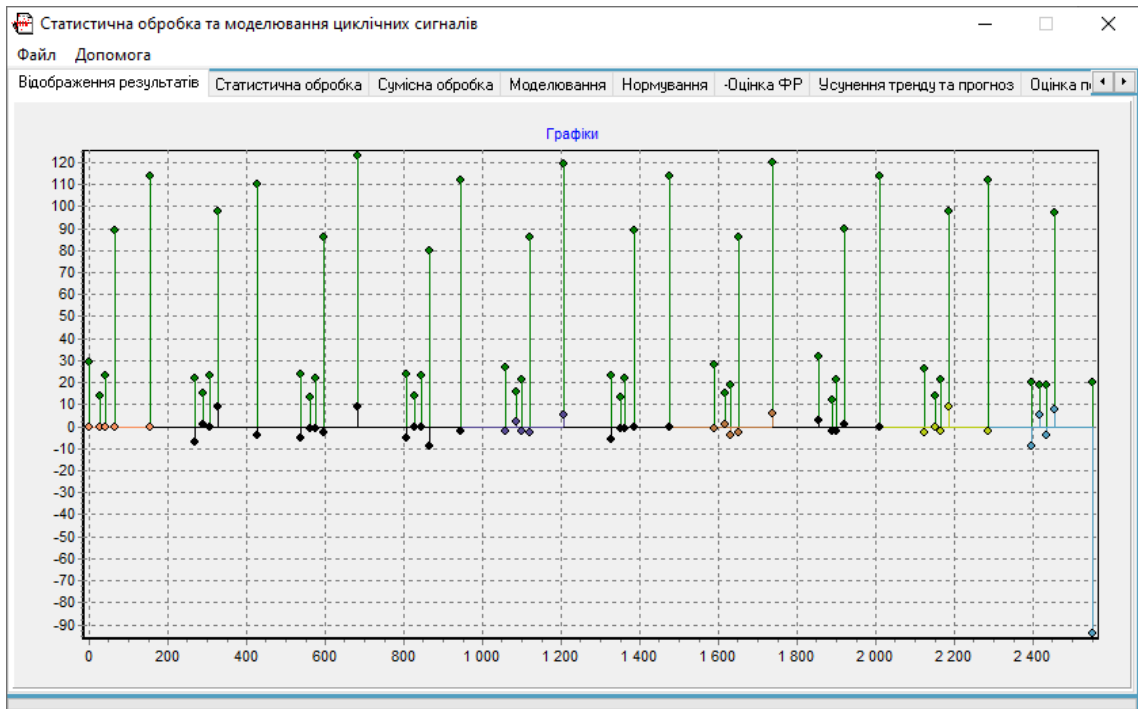


Рисунок И.7 – Відображення розкидів тривалостей однією реалізацією

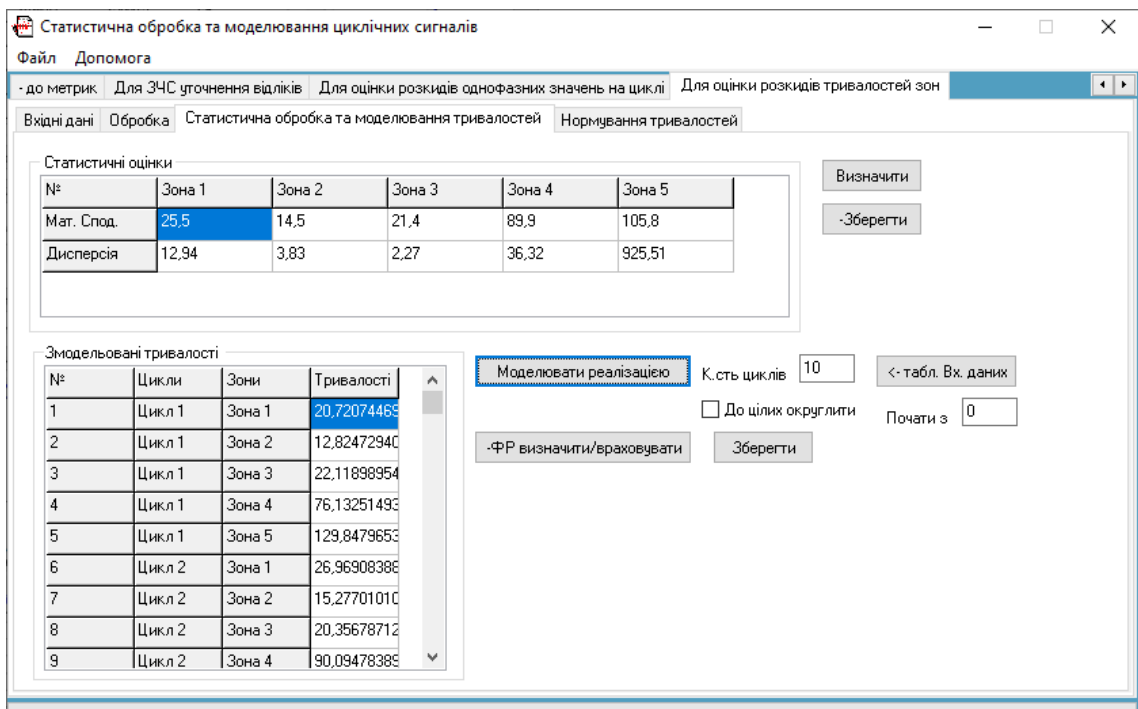


Рисунок И.8 – Статистична обробка та моделювання

## ДОДАТОК К

## Фрагмент програмного коду розробленого ПЗ

## Фрагмент програми

```
(*=====Синхронізація циклів у циклічному сигналі =====*)
procedure TMainForm.BitBtn194Click(Sender: TObject);
var nL,nK,nI,nJ,iCicliv:integer;
color:integer;
    nTrivalistCicly:integer;
MySeries1:TLineSeries;
MySeries2:TPointSeries;
begin
If (StringGrid79.Cells[2,1]<>"")and(StringGrid80.Cells[2,1]<>"") then //чи є значення і МС
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 10 do //к.-сть стовбців = 11 шт.
StringGrid81.Cols[nJ].Clear;
StringGrid81.RowCount:=2;
//=====
StringGrid81.Cells[0,0]:='№';
StringGrid81.Cells[1,0]:='Відлік';
// StringGrid81.Cells[2,0]:='Значення ц.1';
//=====
iCicliv:=strtoint(Edit56.Text);//7
StringGrid81.ColCount:=2+iCicliv;//9 0, 1, 2,...
nTrivalistCicly:=StringGrid80.RowCount-1;//890
StringGrid81.RowCount:=nTrivalistCicly+1; //bo 0+890 891
ProgressBar1.Max:=iCicliv;
ShowMessage('Тривалість оцінки мат. сподівання = '+inttostr(nTrivalistCicly));
nK:=1;
nL:=1;
for nI:=1 to iCicliv do //1-7
begin
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries2:=TPointSeries.Create( Self );
MySeries2.Pointer.Style:=psCircle; //тип кривої
MySeries2.Pointer.HorizSize:=3; //діаметр точок
MySeries2.Pointer.VertSize:=3; //діаметр точок
Randomize;
color:=Random(536870912);
StringGrid81.Cells[1+nI,0]:='Значення ц.'+inttostr(nI);//z 2 stovbca
for nJ:=nK to nTrivalistCicly*(nI) do //1-890 891-1780
begin
if CheckBox75.checked then //liniqa/tochka
begin
MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid79.Cells[1,nL]),strtfloat(StringGrid79.Cells[2,nJ]),",col
or);
if (nI=1)and(nK<=nTrivalistCicly) then // zapisati raz
```

```

begin
  StringGrid81.Cells[0,nL]:=inttostr(nL);
  StringGrid81.Cells[1,nL]:=StringGrid79.Cells[1,nL];
end;
StringGrid81.Cells[1+nI,nL]:=StringGrid79.Cells[2,nJ]; //bo kolonka 2
nL:=nL+1;
end
else
begin
  //nL
  //крапки

MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid79.Cells[1,nL]),strtfloat(StringGrid79.Cells[2,nJ]),"col
or);

MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid79.Cells[1,nL]),strtfloat(StringGrid79.Cells[2,nJ]),"col
or);
  if (nI=1)and(nK<=nTrivalistCicly) then // zapisati raz
  begin
    StringGrid81.Cells[0,nL]:=inttostr(nL);
    StringGrid81.Cells[1,nL]:=StringGrid79.Cells[1,nL];
  end;
  StringGrid81.Cells[1+nI,nL]:=StringGrid79.Cells[2,nJ]; //bo kolonka 2
  nL:=nL+1;
end; //check75

end;//nJ
ProgressBar1.Position:=nI;
nK:=nTrivalistCicly*(nI)+1; //1-890 891-1781...
//showmessage(inttostr(nK));
nL:=1;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
MySeries2.ParentChart:=Chart1;
end;//nI
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
//=====
end //чи є сигнал і MC
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControl1.SetFocus;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl14.ActivePageIndex:=1;
end;
(*=====*)

(*====Обрахувати розкиди =====*)
procedure TMainForm.BitBtn198Click(Sender: TObject);
var nI,nJ,iCicliv:integer;
    nTrivalistCicly:integer;

```

```

begin
If (StringGrid81.Cells[2,1]<>"")and(StringGrid80.Cells[2,1]<>"") then //чи є значення циклів 1-
... і МС
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 10 do //к.-сть стовбців = 11 шт.
StringGrid82.Cols[nJ].Clear;
StringGrid82.RowCount:=2;
//=====
StringGrid82.Cells[0,0]:='№';
StringGrid82.Cells[1,0]:='Відлік';
// StringGrid81.Cells[2,0]:='Розкид ц.1';
//=====
iCicliv:=strtoint(Edit56.Text);//7
StringGrid82.ColCount:=StringGrid81.ColCount;// 8 0+7
StringGrid82.RowCount:=StringGrid81.RowCount; //бо 890 891 має byti 891
ProgressBar1.Max:=iCicliv;

Label153.Caption:=inttostr(StringGrid81.RowCount-1); //можна в іншій кнопці
поставити
Label152.Caption:='Номер відліку';
ScrollBar5.Min:=1;//1
ScrollBar3.Min:=1;//1
ScrollBar5.Max:=strtoint(Label153.Caption);//890
nf:='cicli-ms_';

{if checkbox76.checked then begin Label152.Caption:='Номер';
Label153.Caption:=inttostr(StringGrid81.RowCount-1); end
else begin Label152.Caption:='Відлік'; Label153.Caption:=inttostr(StringGrid81.RowCount-
1); end;}

for nI:=1 to StringGrid81.RowCount-1 do //890
begin
StringGrid82.Cells[0,nI]:=inttostr(nI);
StringGrid82.Cells[1,nI]:=StringGrid81.Cells[1,nI];
end;

for nI:=2 to StringGrid81.ColCount-1 do //2-8 ?? 1 по 7 cicliv
begin
StringGrid82.Cells[nI,0]:='Розкид ц.'+inttostr(nI-1);//z 2 stovbca
for nJ:=1 to StringGrid80.RowCount-1 do //1-890 891-1=890
begin //okugl?
If checkBox83.Checked then
StringGrid82.Cells[nI,nJ]:=floattostr(abs(strtfloat(StringGrid81.Cells[nI,nJ])-
strtfloat(StringGrid80.Cells[2,nJ])))//Znac cicli- MS
else StringGrid82.Cells[nI,nJ]:=floattostr(strtfloat(StringGrid81.Cells[nI,nJ])-
strtfloat(StringGrid80.Cells[2,nJ]));//Znac cicli- MS
end;//nJ
ProgressBar1.Max:=nI;
end;//nI
ProgressBar1.Position:=0;

```

```

    PageControl1.ActivePageIndex:=1;
//=====
    end //чи є значення циклів 1-... і МС
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
// PageControl1.SetFocus;
    end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl14.ActivePageIndex:=1;
end;
(*=====*)

(*====Будувати Мс і розкиди =====*)
procedure TMainForm.BitBtn199Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
MySeries2:TPointSeries;
begin
//===== чистка =====
//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart1.SeriesList.Clear;
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
//=====
// PageControl1.ActivePageIndex:=1;
//-----
if (StringGrid80.Cells[2,1]<>")and(StringGrid82.Cells[2,1]<>") then
begin
    MainForm.BitBtn196Click(Sender); //Будуємо МС
    Label147.Caption:=Edit56.Text; //можна в іншій кнопці поставити
    ScrollBar3.Min:=1;//1
    ScrollBar3.Max:=strtoint(Edit56.Text);//до 7

    Randomize;
    color:=Random(536870912);
    MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
    MySeries2:=TPointSeries.Create( Self );
    MySeries2.Pointer.Style:=psCircle; //тип кривої
    MySeries2.Pointer.HorizSize:=3; //діаметр точок
    MySeries2.Pointer.VertSize:=3; //діаметр точок
    ProgressBar1.Max:=StringGrid80.RowCount-1;
    if CheckBox78.checked then //pokaz cicl
    begin
        for nJ:=1 to StringGrid80.RowCount-1 do
            begin
MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid81.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid81.Cells[ScrollBar3.
Position+1,nJ]),",clRed);
                end;
            end;
        end;
    end;
end;

```

```

    MySeries1.ParentChart:=Chart1;
end;

for nJ:=1 to StringGrid80.RowCount-1 do //890
begin

//MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid79.Cells[1,nL]),strtfloat(StringGrid79.Cells[2,nJ]),"color);

MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid82.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid82.Cells[ScrollBar3.
Position+1,nJ]),"color);

    ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
MySeries2.ParentChart:=Chart1;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end //чи є значення розкидів циклів 1-... і MC
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
    PageControl1.SetFocus;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl14.ActivePageIndex:=1;
end;
(*=====*)

(*=====*)
procedure TMainForm.ScrollBar3Change(Sender: TObject);
begin
//---yakas ymova perevirki
Edit57.Text:=inttostr(ScrollBar3.Position);
ScrollBar3.Min:=1;//1
ScrollBar3.Max:=strtoint(Edit56.Text);//do 7
end;
(*=====*)

(*===== Зберегти цикли окремо =====*)
procedure TMainForm.BitBtn203Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
sTmp,s1:string;
nL:integer;
begin
//=====
if StringGrid81.Cells[2,1]<>" then
begin
    If SaveDialog1.Execute then
    begin
        try

```

```

SaveDialog1.FileName:=ExtractFilePath(SaveDialog1.FileName)+'Cicli_okremo_'+ExtractFile
Name(SaveDialog1.FileName);
  AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
  Rewrite(f);
  MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid81.RowCount-1;
  for nJ:=1 to StringGrid81.RowCount-1 do
  begin
    sTmp:="";
    for nL:=0 to StringGrid81.ColCount-1 do
    begin
      s1:=DotConvert(MainForm.StringGrid81.Cells[nL,nJ]);
      sTmp:=sTmp+s1+' ';
    end;//nL
    writeln(f,sTmp);
    MainForm.ProgressBar1.Position:=nJ;
  end;//nJ
  finally
    CloseFile(f);
  end;
  MainForm.ProgressBar1.Position:=0;
end;
else
  begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
      [mbOk], 0);
    // PageControl4.SetFocus;
  end;
  ProgressBar1.Position:=0;
  PageControl4.ActivePageIndex:=1;
end;
(*=====*)

(*===== Зберегти передискретизовану ФР =====*)
procedure TMainForm.BitBtn204Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
s1,s2:string;
begin
  //=====
  if StringGrid11.Cells[2,1]<>" then
  begin
    If SaveDialog1.Execute then
    begin
      try

```

```

SaveDialog1.FileName:=ExtractFilePath(SaveDialog1.FileName)+'FR_p_des_'+ExtractFileNam
e(SaveDialog1.FileName);
  AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
  Rewrite(f);
  MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid11.RowCount-1;
  for nJ:=1 to StringGrid11.RowCount-1 do

```

```

begin
  s1:=DotConvert(MainForm.StringGrid11.Cells[1,nJ]);
  s2:=DotConvert(MainForm.StringGrid11.Cells[2,nJ]);
  writeln(f,s1,' ',s2);
  MainForm.ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
finally
  CloseFile(f);
end;
MainForm.ProgressBar1.Position:=0;
end;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControl2.SetFocus;
  PageControl2.ActivePageIndex:=3;
end;
end;
(*=====*)
(*=====Зберегти розкиди =====*)
procedure TMainForm.BitBtn202Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
sTmp,s1:string;
nL:integer;
begin
  //=====
  if StringGrid82.Cells[2,1]<>" then
  begin
    If SaveDialog1.Execute then
    begin
      try
        SaveDialog1.FileName:=ExtractFilePath(SaveDialog1.FileName)+'Rozkidi_okremo_'+nf+Extra
ctFileName(SaveDialog1.FileName);
        AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
        Rewrite(f);
        MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid82.RowCount-1;
        for nJ:=1 to StringGrid82.RowCount-1 do
          begin
            sTmp:="";
            for nL:=0 to StringGrid82.ColCount-1 do
              begin
                s1:=DotConvert(MainForm.StringGrid82.Cells[nL,nJ]);
                sTmp:=sTmp+s1+' ';
              end;//nL
            writeln(f,sTmp);
            MainForm.ProgressBar1.Position:=nJ;
          end;//nJ
        finally
          CloseFile(f);

```

```

    end;
    MainForm.ProgressBar1.Position:=0;
  end;
end
else
  begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
      [mbOk], 0);
    // PageControl4.SetFocus;
  end;
  ProgressBar1.Position:=0;
  PageControl4.ActivePageIndex:=1;
end;
(*=====*)
(*=====Зміна значення =====*)
procedure TMainForm.Edit56Enter(Sender: TObject);
begin
  Label147.Caption:=Edit56.Text; //можна в іншій кнопці поставити
  ScrollBar3.Min:=1;//1
  ScrollBar3.Max:=strtoint(Edit56.Text);//до 7
end;
(*=====Зміна значення =====*)
procedure TMainForm.Edit56Change(Sender: TObject);
begin
  If Edit56.Text="" then Edit56.Text:='1';
  Label147.Caption:=Edit56.Text; //можна в іншій кнопці поставити
end;
(*=====*)
(*=====Розкиди по всій реалізації =====*)
procedure TMainForm.BitBtn201Click(Sender: TObject);
var nI,nJ,nK:integer;
MySeries1:TLineSeries;
nTrivalistCicly:integer;
MySeries2:TPointSeries;
begin
//===== чистка =====
//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart1.SeriesList.Clear;
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
//=====
//-----
  if
(StringGrid79.Cells[2,1]<>"")and(StringGrid82.Cells[2,1]<>"")and(StringGrid80.Cells[2,1]<>"")
then
  begin
    MainForm.BitBtn193Click(Sender); //Будуємо Сигнал
    ProgressBar1.Max:=StringGrid82.ColCount-1;//7 з 2
    nK:=1;
    nTrivalistCicly:=StringGrid80.RowCount-1;//890
    for nI:=1 to StringGrid82.ColCount-1-1 do
      begin

```

```

Randomize;
color:=Random(536870912);
MySeries2:=TPointSeries.Create( Self );
MySeries2.Pointer.Style:=psCircle; //тип кривої
MySeries2.Pointer.HorizSize:=3; //діаметр точок
MySeries2.Pointer.VertSize:=3; //діаметр точок
for nJ:=1 to StringGrid82.RowCount-1 do
begin
if checkbox76.checked then
MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid79.Cells[0,nK]),strtfloat(StringGrid82.Cells[nI+1,nJ]),
',color)
else
MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid79.Cells[1,nK]),strtfloat(StringGrid82.Cells[nI+1,nJ]),
',color);
nK:=nK+1;
end;//nJ
ProgressBar1.Position:=nI;
MySeries2.ParentChart:=Chart1;
end;//nI
// showmessage(inttostr(nK));
ProgressBar1.Position:=0;
end //чи є значення розкидів циклів і сигналу
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
PageControl1.SetFocus;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl14.ActivePageIndex:=1;
end;
(*=====*)
(*=====Відкрити ЗЧС для ритму=====*)
procedure TMainForm.BitBtn205Click(Sender: TObject);
var xD:double;
sS:string;
nJ:integer;
begin
i:=1;
p:=1;
n:=0;//глобальна змінна
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
StringGrid83.Cols[nJ].Clear;
StringGrid83.RowCount:=2;
//=====
StringGrid83.Cells[0,0]:='№';
StringGrid83.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid83.Cells[2,0]:='Тривалості';
if OpenFileDialog1.Execute then
begin
try

```

```

Application.ProcessMessages;
//----- ???
AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
Reset(f);
Label144.Caption:='Вхідний файл ЗЧС: '+OpenDialog1.FileName;
try
//===== попереднє читання =====
while Not Eof(f) do
begin
readln(f,sS);
inc(p);
end;
finally
CloseFile(f);
end;
//showmessage('к.-сть колонок = '+inttostr(nStat));
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
iKolZnachenFR:=n;
ProgressBar1.Max:=iKolZnachenFR;
Repeat
readln(f,xD);
StringGrid83.Cells[0,i]:= floattostr(i);
StringGrid83.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
inc(i);
StringGrid83.RowCount:=StringGrid83.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid83.RowCount:=StringGrid83.RowCount-1;
finally
CloseFile(f);
end;
end;
If StringGrid83.Cells[1,2]<>" then
begin
for nJ:=1 to StringGrid83.RowCount-1-1 do //тривалість зони починаючи від відліку
вкінці пуста клітинка
StringGrid83.Cells[2,nJ]:= floattostr(strtfloat(StringGrid83.Cells[1,nJ+1])-
strtfloat(StringGrid83.Cells[1,nJ]));
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=17;
end;
(*=====*)

(*=====Відкрити ЗЧС 1 циклу/чи норми=====*)

```

```

procedure TMainForm.BitBtn207Click(Sender: TObject);
var xD:double;
sS:string;
nJ:integer;
begin
i:=1;
p:=1;
n:=0;//глобальна змінна
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
StringGrid84.Cols[nJ].Clear;
StringGrid84.RowCount:=2;
//=====
StringGrid84.Cells[0,0]:='№';
StringGrid84.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid84.Cells[2,0]:='Тривалості';
if OpenFileDialog1.Execute then
begin
try
Application.ProcessMessages;
//----- ???
AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
Reset(f);
Label148.Caption:='Вхідний файл тривалостей циклу 1/Типові значення тривалостей в
нормі: '+OpenDialog1.FileName;
try
//===== попередне читання =====
while Not Eof(f) do
begin
readln(f,sS);
inc(p);
end;
finally
CloseFile(f);
end;
//showmessage('к.-сть колонок = '+inttostr(nStat));
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
iKolZnachenFR:=n;
ProgressBar1.Max:=iKolZnachenFR;
Repeat
readln(f,xD);
StringGrid84.Cells[0,i]:= floattostr(i);
StringGrid84.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
inc(i);
StringGrid84.RowCount:=StringGrid84.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid84.RowCount:=StringGrid84.RowCount-1;
finally
CloseFile(f);

```

```

end;
end;
If StringGrid84.Cells[1,2]<>" then
begin
for nJ:=1 to StringGrid84.RowCount-1-1 do //тривалість зони починаючи від відліку
вкінці пуста клітинка
StringGrid84.Cells[2,nJ]:= floattostr(strtfloat(StringGrid84.Cells[1,nJ+1])-
strtfloat(StringGrid84.Cells[1,nJ]));
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=17;
end;
(*=====*)
(*==== Побудова тривалості відлік - тривалість =====*)
procedure TMainForm.BitBtn206Click(Sender: TObject);
var nJ,iTmp:integer;
MySeries1:TLineSeries;
MySeries2:TPointSeries;
begin
{//===== чистка =====}
//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart1.SeriesList.Clear;
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
{//=====}
if StringGrid83.Cells[2,1]<>" then
begin
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries2:=TPointSeries.Create( Self );
MySeries2.Pointer.Style:=psCircle; //тип кривої
MySeries2.Pointer.HorizSize:=3; //діаметр точок
MySeries2.Pointer.VertSize:=3; //діаметр точок
ProgressBar1.Max:=StringGrid83.RowCount-1;
If CheckBox80.checked then iTmp:=StringGrid83.RowCount-1 //vidliki
else iTmp:=StringGrid83.RowCount-1-1; //trivalosti porogna komirka
for nJ:=1 to iTmp do //
begin
if CheckBox80.checked then
begin
MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid83.Cells[1,nJ]),0,",clRed) //lishe ZCS
end
else
begin
MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid83.Cells[1,nJ]),0,",clGreen);

MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid83.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid83.Cells[2,nJ]),",clG
reen);

```

```
MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid83.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid83.Cells[2,nJ]),"clGreen);
end;
MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid83.Cells[1,nJ]),0,"clGreen);
end;
ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
MySeries2.ParentChart:=Chart1;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControl1.SetFocus;
  PageControl1.ActivePageIndex:=17;
end;
end;
(*=====*)
```