

Національна академія наук України
Інститут телекомунікацій і глобального інформаційного простору

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

Зозуля Андрій Миколайович

УДК 681.518.3+519.218.82

ДИСЕРТАЦІЯ
МОДЕЛЮВАННЯ ТА МЕТОДИ СТАТИСТИЧНОГО
ОПРАЦЮВАННЯ РИТМОКАРДІОСИГНАЛІВ ІЗ ПІДВИЩЕНОЮ
РОЗДІЛЬНОЮ ЗДАТНІСТЮ

01.05.02 - Математичне моделювання та обчислювальні методи

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело
_____ /А. М. Зозуля/

Науковий керівник:
доктор технічних наук, професор
Лупенко Сергій Анатолійович

Ідентичність усіх примірників дисертації
ЗАСВІДЧУЮ:
Вчений секретар спеціалізованої вченої
ради

/ П І Б /

Київ – 2020

АНОТАЦІЯ

Зозуля А.М. Моделювання та методи статистичного опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 «Математичне моделювання та обчислювальні методи». – Інститут телекомунікацій і глобального інформаційного простору, Київ, 2020.

Зміст анотації. Дисертація присвячена вирішенню актуального наукового завдання розробки нової математичної моделі та методів статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, які, за рахунок відображення його часової стохастичної динаміки та доповнення новими діагностичними ознаками, дають змогу підвищити рівень інформативності аналізу серцевого ритму у комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серцево-судинної системи та адаптивно-регулятивних механізмів організму людини в цілому.

У вступі обґрунтовано актуальність дослідження, наведено зв'язок роботи з науково-дослідною темою, поставлено мету та визначено завдання дослідження, об'єкт та предмет дослідження, наведено перелік методів дослідження, що застосовувались для досягнення мети дисертаційної роботи. Сформульовано наукову новизну, практичне значення отриманих результатів та особистий творчий внесок здобувача. Подано відомості щодо апробації та опублікування результатів дослідження.

У першому розділі «Компаративний аналіз відомих математичних моделей та методів аналізу серцевого ритму в комп'ютерних системах функціональної медичної діагностики», ґрунтуючись на проведеному огляді літературних джерел, розглянуто відомі детерміновані та стохастичні підходи до моделювання та аналізу серцевого ритму в автоматизованих інформаційних системах на базі класичного ритмокардіосигналу та ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю. Розглянуто відомі методи автоматизованого формування реалізацій ритмокардіосигналів (ритмокардіограм) із

електрокардіосигналів (електрокардіограм). Проведено аналіз відомих детермінованих математичних моделей та методів аналізу серцевого ритму у вигляді лінійної та експоненційної функціональних залежностей, які переважно використовуються для експрес-аналізу серцевого ритму за умови фізичних навантажень пацієнта.

Встановлено, що більшість методів аналізу серцевого ритму в рамках стохастичного підходу ґрунтуються на таких ймовірнісних математичних моделях як випадкова величина, випадкова стаціонарна послідовність та періодично корельована випадкова послідовність, які адекватно описують ритмокардіосигнал, що сформований із електрокардіосигналу, який зареєстрований за умови перебування пацієнта у стані спокою. Для стохастичного моделювання та статистичного аналізу серцевого ритму в умовах фізичних навантажень досліджуваної особи використовується модель ритмокардіосигналу у вигляді суми дискретної детермінованої аперіодичної функції, яка відображає трендову складову ритмокардіосигналу, та стаціонарної лінійної випадкової послідовності, яка відображає випадковий характер флуктуацій ритмокардіосигналу.

У розділі відзначено, що підхід до аналізу серцевого ритму на основі моделювання та опрацювання класичної ритмокардіограми як послідовності R-R-інтервалів має суттєві обмеження, оскільки враховує лише значення R-R-інтервалів, а не сукупність і ряду інших (в ідеалі всіх можливих) часових інтервалів між однофазними значеннями електрокардіосигналу. Підхід до аналізу серцевого ритму, що усуває цей недолік ґрунтується на опрацюванні ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю. У рамках детермінованого підходу до опису ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю застосовують його модель у вигляді функції ритму циклічного випадкового процесу. Функція ритму дає змогу врахувати часові інтервали між однофазними відліками електрокардіосигналу для всіх його фаз, а також логічно узгоджується із математичною моделлю електрокардіосигналу, однак не враховує стохастичну природу серцевого ритму. У рамках

стохастичного підходу до опису серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю використовується випадкова функція ритму умовного циклічного випадкового процесу. Показано, що у цьому разі, хоча і досягається узгодження між стохастичною моделлю електрокардіосигналу та стохастичною моделлю серцевого ритму, однак випадкова функція ритму є надто абстрактною, щоб на її основі можливо було розробляти конкретні методи статистичного аналізу ритму серця. Більш конструктивною моделлю, з точки зору можливості проведення статистичного аналізу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, є вектор випадкових величини, який враховує стохастичний характер серцевого ритму, однак є статичною математичною моделлю і не дає змогу досліджувати його часову стохастичну динаміку. Також у розділі описано основні діагностичні ознаки в автоматизованих системах діагностики функціонального стану серцево-судинної системи, адаптивно-регулятивних механізмів організму та психологічного стану людини, які отримано на основі аналізу серцевого ритму в рамках різних його математичних моделей.

Грунтуючись на виявлених недоліках існуючих моделей та методів аналізу серцевого ритму, сформульовано ряд вимог до нової математичної моделі серцевого ритму та сформульовано наукове завдання даного дисертаційного дослідження.

У другому розділі «Математична модель та ймовірнісні характеристики ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю на базі вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей» ґрунтуючись на математичній моделі електрокардіосигналів у вигляді умовного циклічного випадкового процесу дискретного аргументу, побудовано нові математичні структури, які лежать в основі формальної репрезентації та статистичного аналізу серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю. Зокрема, побудовано вектор та матрицю випадкових послідовностей, які відображають часові тривалості між однотипними та різнотипними фазами електрокардіосигналу, що сформувало логічні підстави для узгодженості

конструктивної стохастичної моделі серцевого ритму та стохастичної моделі електрокардіосигналу, а також уможливило дослідження часової стохастичної динаміки серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю на основі методів математичної статистики.

Шляхом уточнення та конкретизації ймовірнісних характеристик побудованих математичних структур (вектора та матриці випадкових послідовностей), які логічно слідують зі структури умовного циклічного випадкового процесу дискретного аргументу та лежать в основі формальної репрезентації та статистичного аналізу серцевого ритму, розроблено математичну модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей. Ця нова ймовірнісна математична модель ритмокардіосигналу, у порівнянні із відомими математичними моделями класичного ритмокардіосигналу, дає змогу підвищити рівень інформативності аналізу серцевого ритму, а у порівнянні із вектором випадкових величин як відомою математичною моделлю ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, уможливлює врахування стохастичної часової динаміки ритму серця.

Відзначено, що нова модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю є значно інформативнішою у порівнянні із відомою його моделлю у вигляді вектора випадкових величини, оскільки нова модель у частинному випадку, якщо її компоненти є стаціонарними випадковими послідовностями із незалежними значеннями, то вона трансформується у вектор випадкових величини.

Досліджено структуру ймовірнісних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, які витікають із властивостей інваріантності відповідних ймовірнісних характеристик вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, та суттєво доповнюють відомі ймовірнісні характеристики векторного ритмокардіосигналу на базі відомої моделі у вигляді вектора випадкових величини. Зокрема, досліджено

такі ймовірнісні характеристики векторного ритмокардіосигналу як сімейство його функцій розподілу, його початкові, центральні та змішані моментні функції, матриці його кореляційних (автокореляційних та взаємо кореляційних) та коваріаційних (автоковаріаційних та взаємо коваріаційних) функцій.

У третьому розділі «Методи формування та опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю» розроблено метод автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю, шляхом сегментування та детектування типових зон електрокардіограми. Цей метод повністю автоматизує процес аналізу серцевого ритму в комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця людини, ґрунтується на статистиці Бродського-Дарховського та має вищу точність у порівнянні із аналогічним методом, який ґрунтується на використанні різницевої функції першого порядку.

Підтверджено статистичні гіпотези про стаціонарність компонент ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що забезпечило верифікацію його нової математичної моделі у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей.

Записано аналітичні вирази, що відображають збіжність у середньоквадратичному сенсі статистичних оцінок до певних ймовірносних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю. Ці аналітичні вирази є підставою для обґрунтування слушності відповідних статистичних оцінок та для розробки статистичних методів аналізу серцевого ритму із підвищеною інформативністю.

Розроблено статистичні методи опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, які ґрунтуються на їх новій математичній моделі у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей. А саме, записані вирази для обчислення реалізацій статистичних оцінок функцій розподілу, змішаних початкових моментних функцій, змішаних центральних моментних функцій, матриці автокореляційних та взаємо кореляційних функцій, матриці автоковаріаційних та взаємо

коваріаційних функцій, вектора початкових моментних функцій першого порядку (вектора математичних сподівань) стаціонарних та стаціонарно пов'язаних компонент векторного ритмокардіосигналу.

Проведено ряд статистичних експериментів для перевірки гіпотези про нормальність розподілу стаціонарних компонент векторного ритмокардіосигналу за критерієм згоди Пірсона. Результати цих експериментів не суперечать гіпотезі про нормальність розподілу векторного ритмокардіосигналу. Це стало підставою для обґрунтування діагностичних ознак в системах аналізу серцевого ритму за ритмокардіограмою із підвищеною роздільною здатністю у рамках спектрально-кореляційної теорії, що суттєво зменшує розмірність діагностичного простору та знижує обчислювальну складність статистичних методів аналізу серцевого ритму в комп'ютерних системах медичної діагностики.

Обґрунтовано множину нових діагностичних ознак в комп'ютерних системах медичної діагностики за векторним ритмокардіосигналом для оцінювання стану регулятивних механізмів серцево-судинної системи та організму в цілому. А саме, відомі діагностичні ознаки за векторним ритмокардіосигналом доповнено такими новими діагностичними ознаками як матриця кореляційних функцій та матриця спектральних щільностей потужності стаціонарних компонент ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що є підґрунтям для підвищення рівня інформативності аналізу серцевого ритму у сучасних кардіодіагностичних системах із одночасним зменшенням розмірності діагностичного простору за рахунок використання не всієї множини значень функцій спектральної щільності потужності компонент векторного ритмокардіосигналу, а лише їх певної підмножини, які вносять вклад у повну енергію оцінки кореляційних функцій не менше 95%.

У четвертому розділі «Система комп'ютерних програм для опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю» результати, які розроблені у попередніх розділах дисертаційної роботи були втілені в систему

комп'ютерних програм для опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, що автоматизувало створені методи формування та статистичного аналізу векторного ритмокардіосигналу. Цю систему комп'ютерних програм втілено у багатофункціональний програмний комплекс для моделювання та автоматизованого аналізу широкого класу циклічних сигналів серця для потреб функціональної медичної діагностики, що модернізувало та розширило функціональні можливості існуючого програмного комплексу та дало змогу в автоматичний спосіб здійснювати аналіз серцевого ритму із підвищеною інформативністю. Власне модернізація програмного комплексу полягає у його дооснащенні новими блоками, а саме, блоком автоматизованого формування векторного ритмокардіосигналу (ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю), блоком статистичного аналізу векторного ритмокардіосигналу, а також блоком спектрального аналізу статистичних оцінок векторного ритмокардіосигналу. Математичне забезпечення цих блоків розроблено у другому та третьому розділах цього дисертаційного дослідження. Програмний комплекс реалізовано на мові програмування Object Pascal. Розроблено структурно-функціональну схему модернізованого програмного комплексу. Описано основні функціональні можливості модернізованого комплексу програм, а також наведено приклади скріншотів відповідних його інтерфейсів.

Створення такої системи комп'ютерних програм є підставою для підвищення якості та ефективності діагностування стану серцево-судинної системи та регулятивних механізмів організму людини в цілому на основі аналізу серцевого ритму із підвищеною інформативністю. Розроблена система комп'ютерних програм для автоматизованого формування та статистичного аналізу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю впроваджена у ТОВ "Медичний центр «МЕВІЗ»", а також впроваджена у навчальний процес Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя та в науково-дослідну роботу Тернопільського національного медичного університету імені І. Я. Горбачевського.

Основні результати, отримані в дисертації, опубліковано в 18 наукових працях, зокрема: 1 стаття у закордонному науковому періодичному виданні [1], 9 статей у наукових фахових періодичних виданнях України [2 - 10], а також 7 публікації у матеріалах наукових конференцій [11 - 17]. Із них 3 публікації входять до міжнародної наукометричної бази Scopus [11, 12, 16], а 8 публікацій входять до міжнародної наукометричної бази Index Copernicus [1-5, 7-9]. Отримано авторське свідоцтво на твір (комп'ютерна програма) [18].

Ключові слова: математичне моделювання, методи статистичного оцінювання, вектор стаціонарних та стаціонарно-пов'язаних випадкових послідовностей, електрокардіосигнал, ритмокардіосигнал, серцевий ритм.

ABSTRACT

Zozulya A.M. Modeling and methods of statistical processing of rhythmocardisignals with increased resolution. – Qualifying scientific paper on the rights of the manuscript.

Dissertation is submitted for the scientific degree of Candidate of Sciences (Engineering) in specialism 01.05.02 «Mathematic modeling and calculating methods». – Institute of Telecommunications and Global Information Space, Kiev, 2020.

Abstract content. The thesis is devoted to the solving of an actual scientific problem, such as development of a new mathematical model and methods in statistical processing of a rhythmic cardiac signal with the increased resolution, which, due to the reflection of its time stochastic dynamics and the addition of new diagnostic features, allow to increase the level of informativeness of heart rate analysis in computer systems of functional diagnostics cardiovascular system and adaptive-regulatory mechanisms of the human body as a whole.

The introduction substantiates the research relevance, connects the paper with the scientific-research theme, sets the purpose and objectives of the study, object and subject of research, lists the research methods used to achieve the thesis goal. The scientific novelty, practical significance of the obtained results and personal creative contribution of the applicant are formulated. Information on approbation and publication of research results is given.

The first chapter "Comparative analysis of known mathematical models and heart rate analysis methods in computer systems of functional medical diagnostics", based on a literature sources review considered known deterministic and stochastic approaches to modeling and analysis of heart rate in automated information systems on the basis of classical rhythmocardi signal and rhythmocardi signal with increased resolution. Automated formation known methods of rhythmocardi signal realizations (rhythmcardiograms) from electrocardiographic signals (electrocardiograms) are considered. The analysis of known deterministic mathematical models and heart rate

analysis methods in the linear and exponential functional dependence forms, which are mainly used for heart rate express-analysis under patient physical activity.

It has been established that most methods of heart rhythm analysis within the stochastic approach are based on such probabilistic mathematical models as random variable, random stationary sequence and periodically correlated random sequence, which adequately describe the rhythmocardiosignal generated from the electrocardiographic signal which is registered when the patient is at rest. For stochastic modeling and statistical analysis of heart rate in the physical activity conditions of the researched person the model of rhythmocardiosignal in the form of discrete determined aperiodic function sum which reflects a trending component of a rhythmocardiosignal and stationary linear random sequence which reflects random rhythmocardiosignal fluctuations character is used.

The chapter notes that the approach to heart rate analysis based on modeling and processing of classical rhythmocardiogram as a sequence of RR-intervals has significant limitations, as it takes into account only the values of RR-intervals, and not a set of other (ideally all possible) time intervals between single-phase electrocardiosignal values. The approach to the analysis of a heart rhythm eliminating this lack is based on processing of rhythmocardiosignal with increased resolution. In the deterministic approach framework to description rhythmocardiosignal with increased resolution, its model is used as a rhythm function of a cyclic random process. The rhythm function allows to take into account the time intervals between single-phase samples of the electrocardiosignal for all its phases, and is logically consistent with the electrocardiosignal mathematical model, but does not take into account the stochastic nature of heart rate. Within the stochastic approach framework to the heart rhythm description with the increased resolution the random rhythm function of conditional cyclic random process is used. It is shown that in this case, although agreement is reached between stochastic model of electrocardiosignal and heart rate stochastic model, but the random rhythm function is too abstract to be able to develop specific methods of heart rate statistical analysis based on it. A more constructive model for statistical analysis of rhythmocardiosignal with increased

resolution is a vector of random variables, which takes into account the heart rate stochastic nature, but is a static mathematical model and does not allow to study its time stochastic dynamics. Also, in the chapter the basic diagnostic features in the automated diagnostics systems of a functional condition cardiovascular system, organism adaptive-regulatory mechanisms and a person's psychological condition which are received on the basis of a heart rhythm analysis within its various mathematical models are described.

Based on the identified limitation of existing models and heart rate analysis methods, a number of requirements for a new mathematical model of heart rate are formulated and the scientific task of this thesis is formed.

In the second chapter "Mathematical model and probabilistic characteristics of rhythmocardisignals with increased resolution basis on the vector of stationary and stationary-related random sequences" based on the mathematical model of electrocardiosignals in the form of conditional cyclic random process of discrete argument, new mathematical structures are created that underlie representation and statistical analysis of heart rate with increased resolution. In particular, it was created a vector and a matrix of random sequences that reflect the time durations between the same-type and different-type electrocardiosignal's phases, which formed the logical basis for consistency of constructive stochastic heart rate model and stochastic model of electrocardiosignal, and also made it possible to study the time stochastic heart rate dynamics with increased resolution based on the methods of mathematical statistics.

By clarifying and concretizing the probabilistic characteristics of the created mathematical structures (vector and matrix of random sequences), which logically follow from the structure of the conditional cyclic random process of a discrete argument and underlie the formal representation and statistical analysis of heart rate, it was developed a mathematical model of rhythmocardi signal with increased resolution in the form of a vector of stationary and stationary-related random sequences. This new probabilistic mathematical model of the rhythmocardi signal, in comparison with the known mathematical models of the classical rhythmocardi signal, allows to increase the level of informativeness of heart rate

analysis, and in comparison with the vector of random variables as a known mathematical model of the rhythmocardiosignal with increased resolution, allows to take into account the stochastic time dynamics of heart rate.

It is noted that the new model of rhythmocardiosignal with increased resolution is much more informative than its known model such as vector of random variables, since a new model in the partial case, if its components are stationary random sequences with independent values, it is transformed into a vector of random variables.

The structure of probabilistic characteristics of the rhythmocardiosignal with increased resolution, which follow from the properties of invariance of the corresponding probabilistic characteristics of the vector of stationary and stationary-related random sequences, is researched, and significantly complement the known probabilistic characteristics of the vector rhythmocardiosignal on the basis of known model in the form of a vector of random variables. In particular, such probabilistic characteristics of the vector rhythmocardiosignal as a family of its distribution functions, its initial, central and mixed moment functions, matrices of its correlation (autocorrelation and intercorrelation) and covariance (autocovariance and intercovariance) functions are investigated.

In the third chapter "Formation methods and processing of rhythmocardiosignals with increased resolution" the automatic formation method of the rhythmocardiosignal with increased resolution, by segmentation and characteristic zones detection of the electrocardiogram is developed. This method fully automates the heart rate analysis process in functional diagnostics computer systems of the human heart, is based on Brodsky-Darkhovsky statistics and has a higher accuracy compared to a similar method based on the use the difference function of the first order.

Statistical hypotheses about the component's stationarity of the rhythmocardiosignal with increased resolution were confirmed, which provided verification of its new mathematical model in the form of a vector of stationary and stationary-related random sequences.

Analytical expressions are recorded that reflect the convergence in the root mean square sense of statistical estimates to certain probabilistic characteristics of the rhythmocardiosignal with increased resolution. These analytical expressions are the basis for substantiating the validity of the relevant statistical estimates and for the statistical methods development of heart rate analysis with increased informativeness.

Statistical methods for processing rhythmocardiosignals with increased resolution have been developed, which are based on their new mathematical model in the form of a vector of stationary and stationary-related random sequences. Namely, expressions for calculating the statistical estimates realizations of distribution functions, mixed initial moment functions, mixed central moment functions, matrix of autocorrelation and intercorrelation functions, matrix of autocovariance and intercovariance functions, vector of initial moment functions of the first order (vector of mathematical expectations) stationary related components of the vector rhythmocardiosignal.

A number of statistical experiments were performed to test the normality hypothesis of stationary components distribution of the vector rhythmocardiosignal by the Pearson's agreement criterion. The results of these experiments do not contradict the normality hypothesis of the vector rhythmocardiosignal distribution. This became the basis for diagnostic features substantiation in heart rate analysis systems according to the rhythmocardiosignals with increased resolution in the framework of spectral-correlation theory, which significantly reduces the dimension of the diagnostic space and reduces the computational complexity of statistical methods of heart rate analysis in computer diagnostic systems.

New diagnostic features set in computer systems of medical diagnostics using a vector rhythmocardiosignal for a regulatory mechanisms condition estimation of cardiovascular system and an organism as a whole is justified. Namely, the known diagnostic features of the vector rhythmocardiosignal are supplemented by such new diagnostic features as the matrix of correlation functions and the matrix of power spectral power densities of stationary components of the rhythmocardiosignal with increased resolution, which is the basis for increasing the level of heart rate analysis

informativeness in modern cardiodiagnostic systems with simultaneous reducing the dimensionality of the diagnostic space by using not the whole set of values of power spectral density functions of the vector rhythmcardiogram components, but only a certain subset of them, which contribute to the total energy of correlation functions estimation not less than 95%.

In the fourth chapter "System of computer programs for processing rhythmcardiograms with increased resolution" the results developed in previous thesis's chapters were embodied in a system of computer programs for automated generation and statistical analysis of rhythmocardiosignal with increased resolution, which automated the created methods of formation and statistical analysis of the vector rhythmcardiograms. This system of computer programs is embodied in a multifunctional software package for modeling and automated analysis of a wide cyclic heart signals class for the functional medical diagnostics needs, which modernized and expanded the functionality of the existing software package and allowed to automatically perform heart rate analysis with increased informativeness. Actually, the software complex modernization consists in its retrofitting with new blocks, namely, the automated formation block of vector rhythmcardiogram (rhythmocardiosignal with increased resolution), the statistical analysis block of vector rhythmocardiosignal, and the spectral analysis block of statistical estimates of vector rhythmocardiosignal. The mathematical tool of these blocks is developed in the second and third chapters of this dissertation research. The software package is implemented in the Object Pascal programming language. The structural and functional scheme of the modernized software complex is developed. The main functionalities of the modernized program complex are described, and also screenshots examples of its corresponding interfaces are given.

The creation of such a system of computer programs is the basis for improving the quality and efficiency of diagnosing the state of the cardiovascular system and regulatory mechanisms of the human body as a whole on the basis of heart rate analysis with increased informativeness. Developed system of computer programs for automated generation and statistical analysis of rhythmocardiosignal with increased

resolution implemented in LLC "Medical Center MEVIZ", and also applied to the educational process of Ternopil Ivan Puluj National Technical University and in the scientific-research work of I. Horbachevsky Ternopil National Medical University.

The main thesis results have been published in 18 papers, in particular: 1 article in a foreign scientific periodical [1], 9 articles in Ukrainian scientific professional periodicals [2 - 10], as well as 7 publications in the international scientific conferences materials [11 - 17]. Among them, 3 papers included in the international scientometric Scopus database [11, 12, 16], and 8 publications are in journals included in the international scientometric database Index Copernicus [1-5, 7-9]. Received copyright certificate for the work (computer program) [18].

Keywords: mathematical modeling, statistical evaluation methods, vector of stationary and stationary-related random sequences, electrocardiosignal, rhythmocardiosignal, heart rate.

Список публікацій здобувача за темою дисертації

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати дисертації:

1. Лупенко С., Зозуля А., Сверстюк А., Стадник Н. Математичне моделювання та методи опрацювання сигналів серця на базі циклічних випадкових процесів та векторів. *Sciences and Education a New Dimension. Natural and Technical Sciences*, VI(20), ISSUE 172, July 2018. Budapest 2018, pp. 47-54. (Індексується в Index Copernicus).

2. Луцик Н.С., Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Зозуля А.М. Програмний комплекс для морфологічного аналізу та аналізу серцевого ритму з підвищеною інформативністю. *Журнал Вінницького національного технічного університету «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія»*. Вінниця, 2016. №1 (35). С. 13–22. (Індексується в Index Copernicus).

3. Лупенко С., Сверстюк А., Луцик Н., Стадник Н., Зозуля А. Умовний циклічний випадковий процес як математична модель коливних сигналів та процесів із подвійною стохастичністю. *Поліграфія і видавнича справа. Printing and Publishing*, No.1 (71) 2016. Львів, 2016. С. 147-159. (Індексується в Index Copernicus).

4. Lupenko S., Osukhivska H., Lutsyk N., Stadnyk N., Zozulia A., Shablil N. The comparative analysis of mathematical models of cyclic signals structure and processes. *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University*, No 2 (82). Ternopil 2016, pp. 115-127. (Індексується в Index Copernicus).

5. Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Методи статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю на основі його моделі у вигляді вектора стаціонарних випадкових послідовностей. *Системи управління, навігації та зв'язку. Полтавський національний технічний університет імені Юрія Кондратюка*. 2(60) 2020. С.75-85. (Індексується в Index Copernicus).

6. Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Математична модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей. *Сучасні інформаційні системи. Національний технічний університет «Харківський політехнічний університет»* Т.4. №2. С.42-47.

7. Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Програмний комплекс для автоматизованого аналізу серцевого ритму на основі векторного ритмокардіосигналу. *Математичне моделювання в економіці. Інститут телекомунікацій і глобального інформаційного простору НАН України*, м. Київ – 2020. – № 1. С. 27–38. (Індексується в Index Copernicus).

8. Лупенко С.А., Литвиненко Я.В., Стадник Н.Б., Зозуля А.М., Сверстюк А.С. Умовний циклічний випадковий процес дискретного аргументу як узагальнена математична модель циклічних сигналів із подвійною стохастичністю. *Науковий журнал «Комп'ютерно-інтегровані технології: освіта, наука, виробництво»*, м. Луцьк – 2020. Випуск №39. С. 60-69. (Індексується в Index Copernicus).

9. Zozulia A., Lytvynenko Ia., Lutsyk N., Lupenko S., Yasniy O. Method of vector rhythmcardiosignal automatic generation in computer-based systems of heart rhythm analysis. *Scientific Journal of TNTU*. Tern. : TNTU, 2020. Vol 97. No 1, pp. 122–132. (Індексується в Index Copernicus).

10. Зозуля А.М. Стан дослідження та використання електричних сигналів серця людини. *Збірник наукових праць Севастопольського національного інституту атомної енергії та промисловості*. №10. 2004. С.100-114.

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

11. Lupenko S., Orobchuk O., Stadnik N., Zozulya A. Modeling and signals processing using cyclic random functions. *13th IEEE International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)*, September 11-14 2018. — Lviv, Ukraine, 2018. —Т. 1, pp. 360-363. (Індексується в

Scopus).

12. Lupenko S., Lutsyk N., Yasniy O., Zozulia A. The Modeling and Diagnostic Features in the Computer Systems of the Heart Rhythm Analysis with the Increased Informativeness. *2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)*. IEEE, 2019, pp. 121-124. (Індексується в Scopus).

13. Zozulia A., Lutsyk N., Lupenko S. Scientific and methodological approach to modeling, processing and computer simulation of heart signals. *VI międzynarodowa konferencja studentów oraz doktorantów „Inżynier XXI wieku”* 02.12. 2016. – Bielsko-Biała, Poland 2016, pp. 483-488. ISBN 978-83-65182-51-7.

14. Драган Я., Зозуля А. Математична модель тонового сигналу для відшукування прихованих закономірностей ритміки серця людини. *Матеріали V наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя*, 24-26 квітня 2001 р. – Тернопіль: ТДТУ, 2001. С. 13.

15. Зозуля А. Відшукування прихованих закономірностей в кардіосигналах під час динамічного навантаження серця людини шляхом обробки їх математичної моделі. *Матеріали сьомої наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя*, 22-24 квітня 2003 р. – Тернопіль: ТДТУ, 2003. С. 10.

Праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:

16. Trysnyuk V., Demydenko O., Smetanin K., Zozulia A. Improvement of the complex evaluation method of vital activity risks. *Conference Geoinformatics*, 2020. May 14-16, 2020. (Індексується в Scopus).

17. Лупенко С.А., Шаблій Н.Р., Стадник Н.Р., Зозуля А.М. Лінійні циклічні випадкові функції як математичні моделі сигналів та просторово-часових полів серця. *Матеріали V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "Актуальні задачі сучасних технологій"*, 17-18 листопада 2016 р. – Тернопіль: ТНТУ, 2016. С. 65-66.

18. Свідоцтво № 98121 Україна. Комп'ютерна програма “Статистична обробка векторного ритмокардіосигналу” (“ST_C”) / Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М.; опубл. 20.06.2020.

ЗМІСТ

Перелік скорочень і термінів	23
Вступ	24
Розділ 1. КОМПАРАТИВНИЙ АНАЛІЗ ВІДОМИХ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ТА МЕТОДІВ АНАЛІЗУ СЕРЦЕВОГО РИТМУ В КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМАХ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ	32
1.1. Сутність класичного підходу до репрезентації серцевого ритму в системах медичної діагностики.....	32
1.2. Математичні моделі та методи аналізу серцевого ритму на базі класичного ритмокардіосигналу.....	35
1.3. Моделювання та аналіз серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю на основі функції ритму циклічного випадкового процесу та вектора випадкових величини	42
1.4. Вимоги до нової математичної моделі серцевого ритму та постановка наукового завдання дисертації	51
1.5. Висновки до першого розділу.....	52
Розділ 2. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТА ЙМОВІРНІСНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РИТМОКАРДІОСИГНАЛІВ ІЗ ПІДВИЩЕНОЮ РОЗДІЛЬНОЮ ЗДАТНІСТЮ НА БАЗІ ВЕКТОРА СТАЦІОНАРНИХ ТА СТАЦІОНАРНО ПОВ'ЯЗАНИХ ВИПАДКОВИХ ПОСЛІДОВНОСТЕЙ.....	53
2.1. Базові математичні структури для репрезентації серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю	53
2.2. Математичне моделювання та ймовірнісні характеристики ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю на базі вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей	63
Висновки до другого розділу	70

Розділ 3. МЕТОДИ ФОРМУВАННЯ ТА ОПРАЦЮВАННЯ РИТМОКАРДІОСИГНАЛІВ ІЗ ПІДВИЩЕНОЮ РОЗДІЛЬНОЮ ЗДАТНІСТЮ	71
3.1. Метод автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю із попередньо зареєстрованої електрокардіограми	71
3.2. Перевірка статистичної гіпотези про стаціонарність складових векторного ритмокардіосигналу.....	77
3.3. Методи статистичного оцінювання ймовірнісних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю	79
3.4. Перевірка статистичних гіпотез про нормальність компонент векторного ритмокардіосигналу	86
3.5. Обґрунтований вибір діагностичних ознак в системах аналізу серцевого ритму за ритмокардіосигналами із підвищеною роздільною здатністю.....	94
3.6. Приклад статистичного аналізу векторного ритмокардіосигналу на основі розроблених методів.....	97
3.7. Висновки до третього розділу	107
Розділ 4. СИСТЕМА КОМП'ЮТЕРНИХ ПРОГРАМ ДЛЯ ОПРАЦЮВАННЯ РИТМОКАРДІОСИГНАЛІВ ІЗ ПІДВИЩЕНОЮ РОЗДІЛЬНОЮ ЗДАТНІСТЮ.....	109
4.1. Структурно-функціональна схема модернізованого програмного комплексу для моделювання та аналізу кардіосигналів електричної, магнітної та акустичної природи	109
4.2. Функціональні можливості модернізованого програмного комплексу	111
4.3. Висновки до четвертого розділу	123
Висновки	124
Список використаних джерел	127

	22
Додатки	142
Додаток А. Список публікацій здобувача за темою дисертації та відомості про апробацію результатів дисертаційної роботи	142
Додаток Б. Статистичне опрацювання сигналів серця в задачах їх морфоаналізу.....	145
Додаток В. Програмний код системи комп'ютерних програм на мові програмування Object Pascal для аналізу серцевого ритму та фрагмент програмного коду модернізованого програмного комплексу.....	154
Додаток Г. Акти впровадження	196

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

N	множина натуральних чисел
R	множина дійсних чисел
Z	множина цілих чисел
Ω, Ω'	множина елементарних подій
$\xi(\omega, t)$	випадковий процес
$\xi(\omega, k)$	випадкова послідовність
$T(t, n)$	функція ритму циклічного випадкового процесу

ВСТУП

Актуальність теми. Розробка інформаційно-вимірювальних та діагностичних медичних систем, зокрема, у сфері кардіології, без сумніву, є важливим напрямом розвитку сучасної науки та технологій, адже серцево-судинні захворювання є одні із найпоширеніших та найнебезпечніших захворювань людини, а застосування сучасних медичних діагностичних та терапевтичних комп'ютеризованих систем суттєво підвищують ефективність та якість надання кардіологічних послуг населенню. Одним із високоінформативних методів дослідження стану серцево-судинної системи, адаптивно-регулятивних можливостей організму пацієнта, а також психологічного стану людини є аналіз серцевого ритму. Особливої ефективності даного кардіологічного методу досягають, шляхом використання сучасних інформаційно-вимірювальних та діагностичних комп'ютеризованих систем, які уможливають автоматизацію оцінювання діагностичних ознак та прийняття медичних рішень про ритм серця людини за зареєстрованими кардіосигналами, переважно, електрокардіосигналами [1-6].

Якість (точність, достовірність, інформативність, швидкодія) функціонування кардіодіагностичних комп'ютеризованих систем дослідження серцевого ритму у значній мірі визначається якістю використовуваного математичного забезпечення (математичні моделі, методи та алгоритми опрацювання даних) у цих інформаційних системах. Якість же математичного забезпечення суттєво залежить від адекватності та конструктивності математичної моделі серцевого ритму, яка лежить у його основі [7, 8].

Розробкою математичних моделей та методів аналізу серцевого ритму займалися багато науковців, зокрема, Баєвський Р.М., Іванова Г.Г., Меєрсон Ф.З., Саєрс Б., Жемайтіс Д., Драган Я.П., Федорів Р.Ф., Яворський Б.І., Лупенко С.А., Яворська Є.Б., Тиш (Лозінська) Є.В., Луцик Н.С. Переважна більшість детермінованих та стохастичних математичних моделей серцевого ритму ґрунтуються на математичній формалізації, описі ритмокардіосигналу (класичного ритмокардіосигналу), який формується із електрокардіосигналу, шляхом розпізнавання та вимірювання часових тривалостей R-R-інтервалів на

електрокардіограмі (реалізації електрокардіосигналу) та формуванні відповідних часових послідовностей. Серед детермінованих математичних моделей класичного ритмокардіосигналу є лінійна та експоненційна функціональні залежності, параметри яких виступають в ролі діагностичних ознак при експрес-аналізі серцевого ритму пацієнта, що перебуває в стані фізичного навантаження. Більшість методів опрацювання класичного ритмокардіосигналу в рамках стохастичного підходу ґрунтуються на трьох його ймовірнісних моделях, а саме, застосовуються випадкова величина, випадкова стаціонарна послідовність та періодично корельована випадкова послідовність. Ці моделі є адекватними для аналізу серцевого ритму в стані фізичного спокою пацієнта. Для ймовірнісного моделювання класичного ритмокардіосигналу за умови, коли пацієнт перебуває під дією фізичного навантаження, використовують модель у вигляді суми дискретної детермінованої аперіодичної функції та стаціонарної лінійної випадкової послідовності.

Іншим, більш інформативнішим та складнішим, підходом до моделювання та аналізу серцевого ритму є підхід, коли серцевий ритм репрезентується не класичним ритмокардіосигналом, а ритмокардіосигналом із підвищеною роздільною здатністю (векторним ритмокардіосигналом), який, як свою компоненту, містить класичний ритмокардіосигнал та, окрім цього, містить інші компоненти, що відображають часові інтервали між однофазними відліками електрокардіосигналу для ряду інших його фаз (не лише R-R-інтервали). У рамках детермінованого підходу до опису ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю застосовують його модель у вигляді детермінованої функції ритму циклічного випадкового процесу, а у рамках стохастичного підходу - випадкову функцію ритму умовного циклічного випадкового процесу. Ці моделі, хоч і дають змогу врахувати часові інтервали між однофазними відліками електрокардіосигналу для всіх його фаз (а не лише для R-зубців) та є логічно узгодженими із математичною моделлю електрокардіосигналу,

однак є надто абстрактними, потребують конкретизації задля розробки ефективних методів аналізу серцевого ритму із підвищеною інформативністю. Більш конструктивною моделлю ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю є вектор випадкових величини, який враховує стохастичний характер векторного ритмокардіосигналу, однак є статичною математичною моделлю і не дає змогу досліджувати його часову стохастичну динаміку.

Провівши компаративний аналіз існуючих математичних моделей серцевого ритму в рамках детермінованого та стохастичного підходів, а також на базі класичного та векторного ритмокардіосигналів, очевидним є актуальність розробки нової математичної моделі та методів статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, які, за рахунок відображення його часової стохастичної динаміки та доповнення новими діагностичними ознаками, дають змогу підвищити рівень інформативності аналізу серцевого ритму у комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серцево-судинної системи та адаптивно-регулятивних механізмів організму людини.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційне дослідження проводилося в рамках наукових тем: ДІ 86-2000 “Розробка основ теорії та засобів вимірювальних полів зображень природних водних середовищ токсичними речовинами, які існуючими методами та засобами не виявляються”, де здобувачу належить розробка програмного забезпечення для імітаційного моделювання ритмічних сигналів; РК 0116U000793 «Розробка обчислювальних технологій та методів моделювання для дослідження нестационарних процесів», де здобувачу належить розробка математичної моделі ритму циклічних сигналів; РК 0116U000796 «Розробка та аналіз засобів теоретико-ігрового моделювання стратегій збалансованого технологічного розвитку територій», де здобувачу належить аналіз методів та засобів теоретико-ігрового моделювання.

Мета і завдання дослідження. Метою дисертаційної роботи є розробка нової математичної моделі та методів статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, які, за рахунок відображення його часової

стохастичної динаміки та доповнення новими діагностичними ознаками, дають змогу підвищити рівень інформативності аналізу серцевого ритму у комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серцево-судинної системи та адаптивно-регулятивних механізмів організму людини в цілому.

Для досягнення мети необхідно було вирішити наступні завдання:

1. Провести порівняльний аналіз та класифікацію відомих математичних моделей та методів аналізу серцевого ритму, а також відповідних діагностичних ознак в сучасних комп'ютерних системах автоматизованого аналізу серцевого ритму з метою виявлення їх недоліків та постановки завдання дисертаційного дослідження.

2. Розробити та верифікувати математичну модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, яка б, у порівнянні із відомими математичними моделями серцевого ритму давала змогу підвищити рівень інформативності автоматизованого аналізу серцевого ритму та була б логічно узгодженою зі стохастичною математичною моделлю електрокардіосигналу.

3. Розробити метод формування із електрокардіосигналу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю з метою повної автоматизації процес аналізу серцевого ритму в комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця людини.

4. Розробити статистичні методи аналізу ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, які за рахунок урахування стохастичної часової динаміки серцевого ритму уможливають підвищення рівня інформативності автоматизованого аналізу серцевого ритму у сучасних кардіодіагностичних системах.

5. Обґрунтувати нові діагностичні ознаки у системах автоматизованого аналізу серцевого ритму, які доповнюють відомі діагностичні ознаки за векторним ритмокардіосигналом.

6. Розробити систему комп'ютерних програм для автоматизованого формування та статистичного аналізу серцевого ритму на базі ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю та інтегрувати її в існуючий багатofункціональний програмний комплекс для моделювання та автоматизованого

аналізу широкого класу циклічних сигналів серця для потреб функціональної медичної діагностики.

Об'єкт дослідження. Процес моделювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю.

Предмет дослідження. Математична модель та методи опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю.

Методи дослідження. Методи теорії випадкових процесів та векторів для моделювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, методи математичної статистики, а саме, методи перевірки статистичних гіпотез та методи статистичного точкового оцінювання для побудови методів опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю та верифікації його математичної моделі. Методи спектрального аналізу стаціонарних випадкових послідовностей для зменшення розмірності діагностичного простору у кардіодіагностичних системах аналізу серцевого ритму.

Наукова новизна отриманих результатів.

1. Вперше, розроблено та верифіковано математичну модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, яка, у порівнянні із відомими математичними моделями, завдяки врахуванню стохастичної часової динаміки серцевого ритму, дає змогу підвищити рівень інформативності автоматизованого аналізу серцевого ритму та є логічно узгодженою зі стохастичною математичною моделлю електрокардіосигналу.

2. Отримав подальший розвиток метод автоматичного формування із електрокардіосигналу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, який ґрунтується на статистиці Бродського-Дарховського, що повністю автоматизує процес аналізу серцевого ритму в комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця людини та має вищу точність у порівнянні із аналогічним відомим методом, який базується на використанні різницевої функції першого порядку.

3. Удосконалено статистичні методи аналізу ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, які базуються на їх новій математичній моделі у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, а саме, обґрунтовано та застосовано методи статистичного оцінювання автокореляційних та взаємокореляційних функцій компонент векторного ритмокардіосигналу, що доповнюють відомі методи статистичного оцінювання математичних сподівань та дисперсій його компонент.

4. Вперше, обґрунтовано та застосовано матрицю спектральних щільностей потужності стаціонарних компонент ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю як діагностичні ознаки, які, за рахунок відображення стохастичної часової динаміки серцевого ритму, доповнюють відомі діагностичні ознаки за векторним ритмокардіосигналом, що уможливило підвищення рівня інформативності аналізу серцевого ритму та зниження розмірності діагностичного простору у сучасних кардіодіагностичних системах.

Практичне значення отриманих результатів. Розроблені у дисертації методи автоматичного формування та статистичного аналізу векторного ритмокардіосигналу, а також обґрунтовані нові діагностичні ознаки призначені для клінічного використання з метою проведення автоматизованої високоінформативної діагностики стану серцево-судинної системи та адаптивно-регулятивних можливостей організму людини із використанням сучасних комп'ютеризованих діагностичних систем в сфері кардіології та для проведення дослідницької роботи в науково-експериментальних лабораторіях медичного та фізіологічного напрямів. На основі нової математичної моделі та методів опрацювання векторного ритмокардіосигналу розроблено систему комп'ютерних програм для автоматизованого формування та статистичного аналізу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю. Результати дисертаційного дослідження впроваджено у ТОВ "Медичний центр «МЕВІЗ»" (акт впровадження від 11.06.2020 р.), а також впроваджено у навчальний процес Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя (акт впровадження від 09.06.2020 р.) та в

науково-дослідну роботу Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського (акт впровадження від 12.06.2020 р.).

Особистий внесок здобувача. Всі наукові результати дисертаційної роботи сформульовані та отримані автором самостійно. У наведених працях, опублікованих зі співавторами, здобувачеві належать: у [1, 11] – проведення статистичного оцінювання ймовірнісних характеристик електрокардіосигналів; у [2] – проведення статистичного аналізу серцевого ритму із використанням програмного комплексу; у [3] – обґрунтування випадкової функції ритму умовного циклічного випадкового процесу як моделі серцевого ритму; у [4] – компаративний аналіз моделей циклічних сигналів з точки зору їх використання для задач аналізу серцевого ритму; у [5] – розробка методів статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю; у [6] – побудова математичної моделі ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю; у [7] – розробка блоку програмного комплексу для автоматизованого аналізу серцевого ритму на основі векторного ритмокардіосигналу; у [8] – розробка математичних структур на базі умовного циклічного випадкового процесу дискретного аргументу для формалізованого опису серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю; у [9] – розробка методу формування векторного ритмокардіосигналу із електрокардіосигналу; у [12] – проведення автоматизованого формування ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю та проведення його гістограмного аналізу; у [13] – розробка вимог та узагальненої схеми експертної системи для обґрунтованого вибору моделей кардіосигналів; у [14] – підхід до відшукування прихованих закономірностей ритміки серця; у [16] – обґрунтування серцевого ритму як індикатора ризиків життєдіяльності; у [17] – обґрунтування моделі поля електричних потенціалів, які виникають внаслідок електричної активності серця людини, у вигляді лінійного циклічного випадкового просторово-часового поля; у [18] – математичне забезпечення комп'ютерної програми. Із наукових робіт, опублікованих у співавторстві, у дисертаційній роботі використані результати особистих досліджень здобувача.

Апробація результатів дисертації. Результати дисертаційної роботи доповідались на: 13th IEEE International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT) (Львів, 2018 р.); 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT). (Будейовіце, Чехія 2019 р.); Conference Geoinformatics (2020); VI międzynarodowa konferencja studentów oraz doktorantów „Inżynier XXI wieku” (Бельсько-Бяла, Польща, 2016); V Міжнародна науково-технічна конференція молодих учених та студентів "Актуальні задачі сучасних технологій" (Тернопіль, 2016); п'ятій та сьомій наукових конференціях Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя (Тернопіль, 2001 та 2003 роки); на наукових семінарах кафедри комп'ютерних систем та мереж Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя.

Публікації. Основні результати, отримані в дисертації, опубліковано в 18 наукових працях, зокрема: 1 стаття у закордонному науковому періодичному виданні [1], 9 статей у наукових фахових періодичних виданнях України [2 - 10], а також 7 публікації у матеріалах наукових конференцій [11 - 17]. Із них 3 публікації входять до міжнародної наукометричної бази Scopus [11, 12, 16], а 8 публікацій входять до міжнародної наукометричної бази Index Copernicus [1-5, 7-9]. Отримано авторське свідоцтво на твір (комп'ютерна програма) [18].

Структура та обсяг дисертації. Дисертація складається зі вступу, чотирьох розділів, висновків, списку використаних джерел із 124 найменувань, 4 додатків. Повний обсяг дисертації складає 199 сторінок, основний зміст викладено на 103 сторінках, де наведено 47 рисунків та 4 таблиці.

РОЗДІЛ 1

КОМПАРАТИВНИЙ АНАЛІЗ ВІДОМИХ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ТА МЕТОДІВ АНАЛІЗУ СЕРЦЕВОГО РИТМУ В КОМП'ЮТЕРНИХ СИСТЕМАХ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ МЕДИЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ

У цьому розділі проведено порівняльний аналіз відомих математичних моделей, методів опрацювання та діагностичних ознак в комп'ютерних системах аналізу серцевого ритму на базі класичного ритмокардіосигналу та ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що дало змогу виявити їх недоліки та сформулювати наукове завдання дисертаційного дослідження. Основні результати цього розділу опубліковано в роботах [9-12].

1.2. Сутність класичного підходу до репрезентації серцевого ритму в системах медичної діагностики

Аналіз серцевого ритму є одним із високоефективних методів діагностики як стану серцево-судинної системи, так і адаптивних можливостей цілого організму людини. Серцевий ритм є носієм відомостей про узгодженість, впорядкованість у процесі функціонування організму людини як цілісної системи. Зокрема, аналіз серцевого ритму дає змогу оцінити загальну активність регуляторних механізмів організму, механізми нейрогуморальної регуляції серця, співвідношення між симпатичним та парасимпатичним відділами вегетативної нервової системи, а також психоемоційний стан людини. Також аналіз серцевого ритму проводять для ранньої діагностики патологічного стану плода, стану вегетативної системи у хворих діабетом. Серцевий ритм дає змогу оцінити величину ризику настання смерті при інфаркті міокарда, міру напруженості стану регуляторного процесу в організмі людини та ін. [13-29].

Дослідження серцевого ритму, переважно, здійснюється за допомогою сучасних комп'ютерних кардіодіагностичних систем, які уможливають автоматизацію оцінювання інформативних його показників. Серед існуючих кардіокомплексів, які плідно використовуються у кардіодіагностичній практиці, слід

назвати такі системи як «ВАЛЕНТА ЭКГ», «CARDIOLAB+», «СТРЕС-ТЕСТ», «КАРДИО+», «АНКАР-131», «ВАЛЕНТА ФКГ» «РЕОКОМ STANDARD», «РЕАН-ПОЛИ», «МИЦАР-РЕО», «ВАЛЕНТА РЕО», «MFI APOLLO CXS», “MCG1”, «КАРДИОСЕНС АД», «FUKUDA DENSHI CARDIMAX FX326», «КАРДИОЛАБ СЕ», «КАРДИОЛАБ+ФОНО», «СФЕРА-4», «КАРДИО+».

У переважній більшості кардіодіагностичних систем серцевий ритм досліджується шляхом формування із електрокардіосигналу реалізації ритмокардіосигналу (ритмокардіограми (РКГ)), який є послідовністю значень, що дорівнюють часовим інтервалам між піковими значеннями R-зубців електрокардіограми (ЕКГ) (реєстрограми електрокардіосигналу) в послідовно слідуючих серцевих циклах. А саме, процес формування ритмокардіограми полягає в розпізнаванні та вимірюванні часових тривалостей R-R-інтервалів на ЕКГ та формуванні відповідних часових рядів (часових послідовностей) (рис. 1.1).

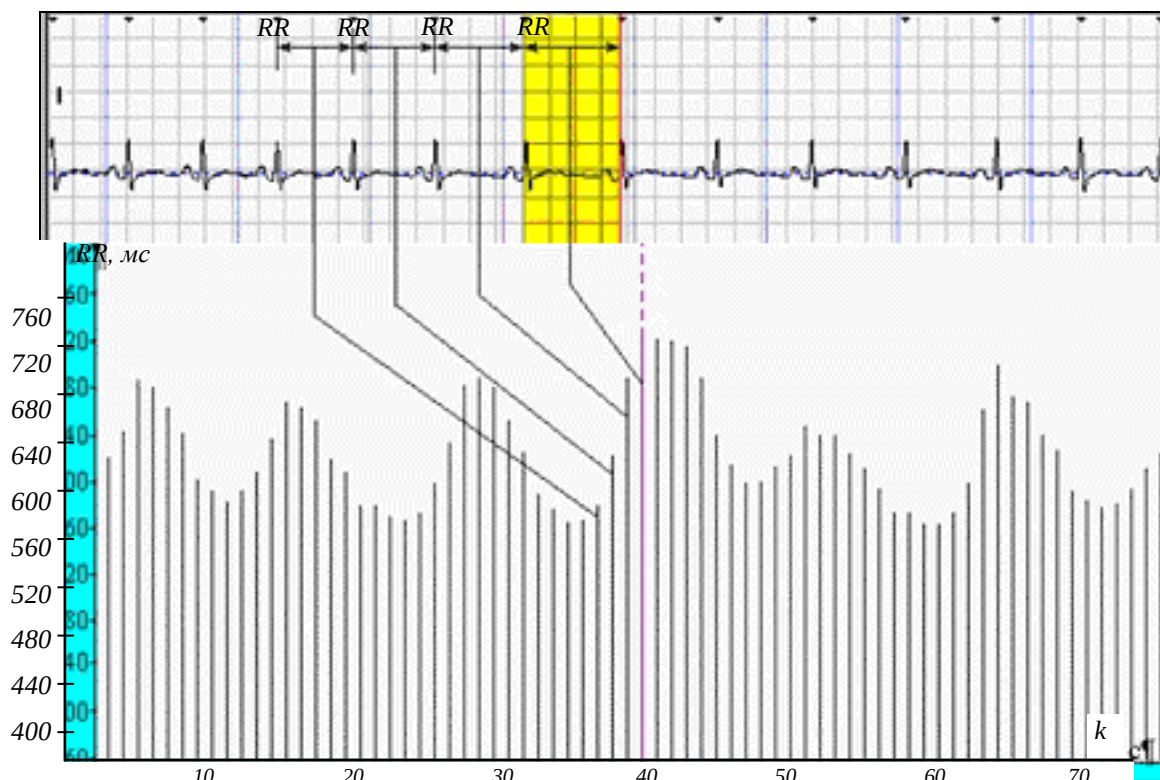


Рис.1.1. Принцип формування РКГ із ЕКГ: зверху рисунок зображена ЕКГ, а знизу - РКГ (по осі ординат графіку РКГ відкладені часові тривалості кардіоінтервалів, а по осі абсцис – порядковий номер кардіоінтервалів [28]).

Для автоматичного формування ритмокардіограми із електрокардіограми існує значна кількість методів. Всі ці методи зводяться до послідовної реалізації трьох основних етапів: 1) сегментація електрокардіограми на цикли, що переважно реалізується, шляхом детектування QRS-комплексів та максимумів R-зубців електрокардіограми; 2) визначення різниць між моментами часу, які відповідають детектованим максимумам R-зубців для всіх пар сусідніх циклів електрокардіограми; 3) побудова ритмокардіограми як дискретної функції, яка задана або на множині всіх моментів часу, у яких детектовано максимуми R-зубців, або на множині цілих чисел, причому значення цієї функції у відповідні моменти часу дорівнюють різниці між моментами часу, які відповідають детектованим максимумам R-зубців для двох сусідніх циклів електрокардіограми.

Серед відомих методів (алгоритмів) визначення RR-інтервалів виділяють 4 основних класи: а) алгоритми, які проводять аналіз електрокардіосигналів у часовій області; б) алгоритми, які засновані на частотно-часових, в тому числі і нелінійних, перетвореннях електрокардіосигналів; в) алгоритми, які використовують нейронні мережі; г) комбіновані, гібридні алгоритми, які використовують поєднання алгоритмів із різних класів [31-40].

В алгоритмах першого класу широко використовується нелінійне перетворення, що полягає у інтегруванні електрокардіосигналу в ковзному вікні. За такого підходу R-зубець детектується за допомогою заданого наперед чи адаптивно визначеного порогового рівня електрокардіосигналу. В алгоритмах другого класу застосовують різні частотні та часові перетворення, зокрема, перетворення Фур'є, Карунена-Лоєва, вейвлет-перетворення. В алгоритмах третього класу застосовують нейронні мережі для опрацювання даних з метою класифікації сегментів електрокардіосигналів під час їх морфологічного аналізу. Нейронні мережі також застосовують для адаптивної узгодженої фільтрації в задачах виділення QRS-комплексів, що дозволяє адаптуватися до нестационарного характеру електрокардіосигналу. Останній клас алгоритмів використовує різні комбінації методів, що дає змогу усунути недоліки окремих класів алгоритмів і є переважно

синтезом алгоритмів класу (б) і (в) або (а) і (в). Основним недоліком останнього класу методів та алгоритмів є значні обчислювальні вимоги до засобів їх реалізації.

Варто відзначити, що серцевий ритм людини суттєво залежить від стану, у якому вона знаходиться, а саме, чи перебуває людина-пацієнт у стані фізичного спокою чи за умов фізичних навантажень. Відповідно і властивості ритмокардіограми також залежать від цих факторів. Тому розрізняють ритмокардіограму, яка зареєстрована у стані фізичного спокою пацієнта, а також ритмокардіограму, яка зареєстрована за фізичних навантажень пацієнта. Прикладом таких фізичних навантажень є відома проба Руф'є.

1.2. Математичні моделі та методи аналізу серцевого ритму на базі класичного ритмокардіосигналу

Оскільки якість (точність, достовірність, інформативність) аналізу серцевого ритму, у першу чергу, визначається адекватністю його математичних моделей, то проведемо стислий аналіз відомих математичних моделей ритмокардіосигналу. Загалом, моделюванню та комп'ютерному аналізу ритмокардіосигналів присвячено велику кількість наукових праць [41-90]. Виділяють детермінований та стохастичний підходи до моделювання та аналізу ритмокардіосигналу. Коротко розглянемо ці два підходи.

Детерміновані моделі для опису та аналізу ритмокардіосигналу застосовуються переважно для дослідження серцевого ритму пацієнта, коли він перебуває під впливом фізичних навантажень. Найчастіше такими детермінованими моделями є лінійна чи експоненційна функції, які апроксимують відліки ритмокардіосигналу [41-43]. Значення параметрів цих функціональних залежностей знаходять дослідним шляхом. Детерміновані моделі ритмокардіосигналу у стані фізичного навантаження, переважно використовують для експрес-аналізу стану адаптивно-регуляторних механізмів організму. Звісно, що детерміновані математичні моделі не враховують випадковий характер динаміки тривалостей R-R-інтервалів і тому є недостатніми для проведення високоінформативної діагностики

функціонального стану серцево-судинної системи та регулятивних механізмів організму людини в цілому.

Переважає більшість моделей та інформаційних технологій аналізу ритмокардіосигналу базуються на стохастичному підході. Для опису ритмокардіосигналу, зареєстрованого у стані спокою пацієнта застосовуються три основні ймовірнісні моделі, а саме, випадкова величина, випадкова стаціонарна послідовність та періодично корельована випадкова послідовність.

Найпростішою математичною моделлю ритмокардіосигналу у рамках стохастичного підходу є випадкова величина $\xi(\omega) \in \mathbf{R}, \omega \in \Omega$, значення якої інтерпретуються як тривалості RR-інтервалів [44, 45]. Основними діагностичними ознаками в інформаційних системах для аналізу серцевого ритму, математичне забезпечення яких ґрунтується на моделі ритмокардіосигналу у вигляді випадкової величини, є математичне сподівання та дисперсія чи середньоквадратичне відхилення, щільність розподілу реєстрограми ритмокардіосигналу. Оцінки цих діагностичних ознак отримують згідно таких статистик:

- оцінка математичного сподівання

$$\hat{m}_{\xi} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \xi_{\omega_i} ; \quad (1.1)$$

- оцінка дисперсії та середньоквадратичного відхилення

$$\hat{d}_{\xi} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\xi_{\omega_i} - \hat{m}_{\xi})^2, \quad \hat{\sigma}_{\xi} = \sqrt{\hat{d}_{\xi}} . \quad (1.2)$$

У формулах (1.1) та (1.2) використані такі позначення: N - кількість RR-інтервалів (обсяг вибірки) РКС; $\{\xi_{\omega_i}, i = \overline{1, N}\}$ - множина відліків ω -реалізації ритмокардіосигналу. Оцінку щільності розподілу $\hat{p}_{\xi}(x)$ ритмокардіосигналу

знаходять шляхом побудови гістограми та застосовуючи метод кривих Пірсона [46 - 49].

Оцінка математичного сподівання ритмокардіосигналу відображає значення частоти серцевих скорочень, а дисперсія чи середньоквадратичне відхилення дають відомості про варіабельність серцевого ритму. Окрім цих інформативних ознак в задачах дослідження варіабельності серцевого ритму в рамках моделі випадкової величини, також проводять аналіз різниць між суміжними відліками ритмокардіосигналу. Зокрема, використовують середньоквадратичну різницеву характеристику (RMSSD - root mean sum successful deviation), яка обчислюється згідно із формулою

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (\xi \omega_i - \xi \omega_{i+1})^2}. \quad (1.3)$$

Також разом із оцінюванням параметрів щільності розподілу ритмокардіосигналу тісно пов'язана варіаційна пульсометрія, яка займається визначенням параметрів закону розподілу RR-інтервалів. До таких параметрів належать: оцінка моди (M_o) – значення ритмокардіосигналу, що зустрічається найчастіше; варіаційний розмах ($M_x D M_n$), що є різницею між тривалістю найбільшого та найменшого із RR-інтервалів ритмокардіосигналу, так званий стрес-індекс (SI), за яким оцінюють ступінь напруженості регуляторних систем організму.

Модель ритмокардіосигналу у вигляді випадкової величини відображає основні характеристики серцевого ритму, однак є статичною моделлю, оскільки динамічні аспекти досліджуваного процесу не можуть бути описані у її рамках.

Більш потужний математичний інструментарій для опису ритмокардіосигналу має стаціонарна випадкова послідовність [50 -78]. Стаціонарність тут розуміється як у вузькому, так і широкому сенсі. При чому, переважно використовується стаціонарна у широкому сенсі випадкова послідовність, що зумовлює активне

застосування у відповідних інформаційних медичних системах спектрально-кореляційних методів аналізу серцевого ритму.

Так, випадкову послідовність $\{\xi(\omega, n) \in \mathbf{R}, \omega \in \mathbf{\Omega}, n \in \mathbf{Z}\}$, у якій багатовимірні функції розподілу не залежать від часового зсуву n за сукупністю аргументів, а саме:

$$F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, n_1, \dots, n_k) = F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, n_1 + n, \dots, n_k + n), x_1, \dots, x_k \in \mathbf{R}, n_1, \dots, n_k, n \in \mathbf{Z} \quad (1.4)$$

названо стаціонарною у вузькому розумінні випадковою послідовністю [77, 78].

Гільбертова дійснозначна випадкова послідовність $\{\xi(\omega, n) \in \mathbf{R}, \omega \in \mathbf{\Omega}, n \in \mathbf{Z}\}$ називається стаціонарною у широкому розумінні (слабо стаціонарною) випадковою послідовністю, якщо її перші дві моментні функції (математичне сподівання та кореляційна функція) не залежать від початку відліку, а саме [79, 80].:

$$\mathbf{M}\{\xi(\omega, n)\} = m_\xi = \text{const}, \quad (1.5)$$

$$R_\xi(n_1, n_2) = \mathbf{M}\{\xi(\omega, n_1) - m_\xi \cdot [\xi(\omega, n_2) - m_\xi]\} = R_\xi(n_2 - n_1) = R_\xi(u),$$

$$u = n_2 - n_1, n_1, n_2, u \in \mathbf{Z}. \quad (1.6)$$

Модель ритмокардіосигналу у вигляді стаціонарної послідовності $\{\xi(\omega, n) \in \mathbf{R}, \omega \in \mathbf{\Omega}, n \in \mathbf{Z}\}$ окрім раніше описаних діагностичних ознак для аналізу серцевого ритму таких як математичне сподівання m_ξ та дисперсія d_ξ , надає ряд інших ознак, зокрема, кореляційну (автокореляційну) функцію $R_\xi(u)$ та спектральну щільність потужності $S_\xi(\nu)$ стаціонарної випадкової послідовності. Так, автокореляційну функцію $R_\xi(u)$ оцінюють за формулою:

$$\hat{R}_\xi(u) = \frac{1}{N-u} \sum_{n=1}^{N-u} (\xi_\omega(n) - \hat{m}_\xi) \cdot (\xi_\omega(n+u) - \hat{m}_\xi), u = \overline{1, U}, U \ll N. \quad (1.7)$$

Оцінку $\hat{S}_\xi(\nu)$ спектральної щільності потужності часто обчислюють як Фур'є-перетворення оцінки $\hat{R}_\xi(u)$ автокореляційної функції:

$$\hat{S}_\xi(\nu) = \sum_{u=1}^U \hat{R}_\xi(u) \cdot e^{\frac{-j2\pi u \nu}{U}}, \nu = \overline{1, U}, j = \sqrt{-1}. \quad (1.8)$$

Окрім оцінювання спектральної щільності потужності ритмокардіосигналу використовують і інші підходи до спектрального статистичного аналізу серцевого ритму, що дає змогу оцінити частотні складові ритмокардіосигналу, які відображають активність різних ділянок регуляторного механізму організму. Зокрема, застосовують параметричні та непараметричні методи спектрального аналізу РКС. Основною перевагою непараметричних методів спектрального аналізу ритмокардіосигналу є їх простота та низька обчислювальна складність. Перевагою параметричних методів є висока достовірність оцінювання спектра ритмокардіосигналу навіть за умови малого обсягу вибірки. Основним недоліком параметричних методів є висока обчислювальна складність їх практичної реалізації.

Модель ритмокардіосигналу у вигляді стаціонарної випадкової послідовності не дає змоги враховувати стохастично періодичні закономірності у його структурі, що переважно зумовлюється процесом дихання людини. З метою врахування таких стохастично періодичних закономірностей у ритмокардіосигналі у роботі [81] запропоновано описувати РКС як випадкову періодично корельовану послідовність. Під періодично корельованою випадковою послідовністю розуміють випадкову послідовність $\{\xi(\omega, n) \in \mathbf{R}, \omega \in \mathbf{\Omega}, n \in \mathbf{Z}\}$, математичне сподівання $m_\xi(n)$ якої є періодичною функцією з деяким періодом $L = \text{const} \in \mathbf{N}$, а кореляційна функція $R_\xi(n_1, n_2)$ – періодична з цим же періодом L за сукупністю своїх аргументів, а саме [82, 83]:

$$m_{\xi}(n) = m_{\xi}(n + L), n \in \mathbf{Z}, \quad (1.9)$$

$$R_{\xi}(n_1, n_2) = R_{\xi}(n_1 + L, n_2 + L), n_1, n_2 \in \mathbf{Z}. \quad (1.10)$$

Число L називають періодом корельованості.

Відомо [83], що періодично корельовану випадкову послідовність можна подати через стаціонарні та стаціонарно пов'язані випадкові компоненти у вигляді такого ряду:

$$\xi(\omega, n) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_k(\omega, n) \cdot e^{\frac{j2\pi kn}{L}}, \omega \in \Omega, n \in \mathbf{Z}, \quad (1.11)$$

де $\{\xi_k(\omega, n), k \in \mathbf{Z}\}$ - зліченновимірний вектор стаціонарних та стаціонарно пов'язаних у широкому розумінні випадкових послідовностей; $\left\{e^{\frac{j2\pi kn}{L}}, k \in \mathbf{Z}\right\}$ - базис детермінованих комплексних експонент.

Із зображення (1.11), витікають такі подання математичного сподівання $m_{\xi}(n)$ та кореляційної функції $R_{\xi}(n_1, n_2)$ періодично-корельованої випадкової послідовності:

$$m_{\xi}(n) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} m_{\xi_k} \cdot e^{\frac{j2\pi kn}{L}}, n \in \mathbf{Z}, \quad (1.12)$$

$$R_{\xi}(n_1, n_2) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \sum_{i \in \mathbf{Z}} D_{kj}(n_1 - n_2) \cdot e^{\frac{j2\pi}{L}(kn_1 - in_2)}, n_1, n_2 \in \mathbf{Z}, \quad (1.13)$$

де $\{m_{\xi_k}, k \in \mathbf{Z}\}$ - множина математичних сподівань, а $[D_{ki}(\tau)]_{k,i \in \mathbf{Z}} (\tau = n_1 - n_2)$ - кореляційна матриця вектора $\{\xi_k(\omega, n), k \in \mathbf{Z}\}$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей у широкому розумінні.

За діагностичні ознаки ритмокардіосигналу у роботі [81] у рамках моделі періодично корельованої випадкової послідовності обґрунтовано елементи кореляційної матриці $[D_{ki}(\tau)]_{k,i \in \mathbf{Z}}$.

Модель ритмокардіосигналу у вигляді періодичної випадкової послідовності дає змогу враховувати лише його перші дві моментні функції - математичне сподівання та кореляційну функцію. Вищі ж моментні функції та функції розподілу не можуть бути представлені на її основі.

Розглянуті вище стохастичні моделі ритмокардіосигналу є адекватними лише для випадку, коли ритмокардіосигнал реєструється за умови перебування пацієнта у стані спокою. У випадку ж реєстрації ритмокардіосигналу при фізичних навантаженнях пацієнта, необхідно враховувати перехідний характер зміни тривалостей RR-інтервалів. У рамках стохастичного підходу для аналізу ритмокардіосигналу при фізичних навантаженнях пацієнта у роботах [84-96] розроблено модель ритмокардіосигналу у вигляді суми дискретної детермінованої аперіодичної функції, яка відображає трендову складову тривалостей R-R-інтервалів та стаціонарної лінійної випадкової послідовності, яка відображає випадковий характер флуктуацій тривалостей R-R-інтервалів, а саме:

$$\xi(\omega, k) = f(k) + \xi_1(\omega, k), \omega \in \Omega, k \in \mathbf{Z}, \quad (1.14)$$

де $f(k) = \sum_{n=0}^N C_n k^n$ - ряд степеневих функцій, а $\xi_1(\omega, k)$ - лінійна стаціонарна випадкова послідовність із нульовим математичним сподіванням, яку подано у вигляді

$$\xi_1(\omega, k) = \sum_{i=-\infty}^k \varphi(k-i) \cdot v(\omega, k), k \in \mathbf{Z}, \omega \in \Omega. \quad (1.15)$$

У виразі (1.15) $\{\varphi(k-i), i, k \in \mathbf{Z}\}$ - ядро лінійної випадкової послідовності, яке задовольняє умові

$$\sum_{i=-\infty}^{\infty} |\varphi_i|^2 < \infty, \quad (1.16)$$

а випадкова послідовність $\{\nu(\omega, i), i \in \mathbf{Z}, \omega \in \Omega\}$ є дискретним білим шумом – процесом із незалежними (некорельованими) значеннями.

Як діагностичні ознаки за ритмокардіосигналом у рамках моделі (1.14) обґрунтовано математичне сподівання та кореляційну функцію послідовності $\xi(\omega, k)$. А саме, математичне сподівання цієї послідовності, яке за умови $\mathbf{M}\{\xi_1(\omega, k)\} = 0$, визначається виразом

$$\mathbf{M}\{\xi(\omega, k)\} = \mathbf{M}\{f(k)\} = f(k) = \sum_{n=0}^N C_n \cdot k^n. \quad (1.17)$$

Кореляційна функція випадкової послідовності (1.14) дорівнює:

$$\begin{aligned} R_{\xi}(k, l) &= \mathbf{M}\{(\xi(\omega, k) - \mathbf{M}\{\xi(\omega, k)\}) \cdot (\xi(\omega, l) - \mathbf{M}\{\xi(\omega, l)\})\} = \\ &= \mathbf{M}\{(f(k) + \xi_1(\omega, k) - f(k)) \cdot (f(l) + \xi_1(\omega, l) - f(l))\} = \\ &= \mathbf{M}\{\xi_1(\omega, k) \cdot \xi_1(\omega, l)\} = R_{\xi_1}(k, l) = R_{\xi_1}(k - l). \end{aligned} \quad (1.18)$$

Зважаючи на подане вище, як діагностичні ознаки за ритмокардіосигналом обґрунтовано коефіцієнти розкладу $\{C_n, n = \overline{0, N}\}$ математичного сподівання ритмокардіосигналу та значення кореляційної функції його стаціонарної компоненти $\xi_1(\omega, k)$. Вектор коефіцієнтів $\{C_n, n = \overline{0, N}\}$ оцінювався за методом найменших квадратів.

1.3 Моделювання та аналіз серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю на основі функції ритму циклічного випадкового процесу та вектора випадкових величин

Описані вище моделі ґрунтуються на підході до опису серцевого ритму як послідовності R-R-інтервалів, тобто за допомогою ритмокардіограми (класичної

ритмокардіограми), що накладає значні обмеження щодо інформативності аналізу серцевого ритму. Суть цієї обмеженості полягає в тому, що значення R-R-інтервалів, які є відповідними значеннями ритмокардіограми, відображають лише зміну у часі тривалостей серцевих циклів, а не всю сукупність часових інтервалів між однофазними значеннями електрокардіосигналу для всіх його фаз, що не дає змоги описати серцевий ритм із достатньою інформативністю. Тобто, підхід на основі аналізу класичної ритмокардіограми як послідовності R-R-інтервалів не дає змоги виявити більш тонкі та детальні особливості серцевого ритму у сучасних комп'ютерних системах медичної діагностики. Даний факт вказує на актуальність та перспективність розробки нового способу опису ритму серця, який би дав змогу підвищити рівень інформативності його аналізу.

Концепцію нового підходу до математичного моделювання серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю (інформативністю) запропоновано у роботах [97-107]. Згідно із цим новим підходом, моделюючи серцевий ритм необхідно враховувати не лише значення R-R-інтервалів, але і сукупність ряду інших (у теорії всіх можливих) часових інтервалів між однофазними значеннями електрокардіосигналу. Даний підхід до опису серцевого ритму розроблявся як у рамках детермінованого, так і стохастичного опису досліджуваного процесу. Коротко розглянемо отримані результати у цьому напрямі.

У роботах [97-103] запропоновано підхід до опису серцевого ритму у вигляді певної детермінованої функції – так званої функції ритму циклічного випадкового процесу, яка теоретично дає змогу врахувати часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для всіх його фаз. У такому разі, циклічний випадковий процес трактувався як стохастична математична модель електрокардіосигналу, а функція ритму циклічного випадкового процесу описувала серцевий ритм суто в рамках детермінованого підходу.

Детальніше зупинимося на відомостях, які стосуються циклічного випадкового процесу та його функції ритму. Згідно праці [100], дамо означення циклічного випадкового процесу неперервного (континуального) аргументу $\xi(\omega, t)$, $\omega \in \Omega$, $t \in \mathbf{R}$, який задано на задано на ймовірнісному просторі $(\Omega, \mathbf{F}, \mathbf{P})$, де Ω є

множиною елементарних подій, $\mathbf{F}$ - алгебра (σ -алгебра) випадкових подій, $\mathbf{P}$ - ймовірнісна міра, що задана на $\mathbf{F}$.

Означення 1.1. Сепарабельний випадковий процес $\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}$ називається циклічним випадковим процесом неперервного аргументу, якщо існує така функція $T(t, n)$, яка задовольняє умови функції ритму, що скінченновимірні вектори $(\xi(\omega, t_1), \xi(\omega, t_2), \dots, \xi(\omega, t_k))$ і $(\xi(\omega, t_1 + T(t_1, n)), \xi(\omega, t_2 + T(t_2, n)), \dots, \xi(\omega, t_k + T(t_k, n)))$, $n \in \mathbf{Z}$, де $\{t_1, t_2, \dots, t_k\}$ - множина сепарабельності процесу $\xi(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}$, при всіх цілих $k \geq 1$ є стохастично еквівалентними у широкому розумінні.

Функція ритму $T(t, n)$, згідно з доведеною в роботі [100] теоремою, задовольняє такі умови:

$$\begin{aligned} \text{a) } T(t, n) &> 0, \text{ якщо } n > 0 \text{ (} T(t, 1) < \infty \text{);} \\ \text{b) } T(t, n) &= 0, \text{ якщо } n = 0; \\ \text{c) } T(t, n) &< 0, \text{ якщо } n < 0, t \in \mathbf{R}; \end{aligned} \quad (1.19)$$

для будь-яких $t_1 \in \mathbf{R}$ та $t_2 \in \mathbf{R}$, для яких $t_1 < t_2$, для функції $T(t, n)$ виконується строга нерівність:

$$T(t_1, n) + t_1 < T(t_2, n) + t_2, \forall n \in \mathbf{Z}; \quad (1.20)$$

функція $T(t, n)$ є найменшою за модулем ($|T(t, n)| \leq |T_\gamma(t, n)|$) серед усіх таких функцій $\{T_\gamma(t, n), \gamma \in \Gamma\}$, які задовольняють (1.19) та (1.20).

Для циклічного випадкового процесу неперервного аргументу сімейство його функцій розподілу задовольняє наступну рівність:

$$\begin{aligned} F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k) &= F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), \\ x_1, \dots, x_k, t_1, \dots, t_k &\in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}, k \in \mathbf{N}. \end{aligned} \quad (1.21)$$

Якщо $T(t, n) = n \cdot T$, $T = \text{const} > 0$, то отримується циклічний випадковий процес із стабільним ритмом, або так званий стохастично T -періодичний процес. Якщо $T(t, n) \neq n \cdot T$, то отримується циклічний випадковий процес зі змінним ритмом.

Для опису оцифрованих електрокардіосигналів використовують циклічний випадковий процес дискретного аргументу (дискретний циклічний випадковий процес). Так, згідно із роботою [10], часовою областю визначення дискретного циклічного випадкового процесу є впорядкована дискретна

$\mathbf{D} = \left\{ t_{ml} \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ множина дійсних чисел, для елементів якої має

місце 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 $t_{m_1 l_1} > t_{m_2 l_2}$ ($m_2, m_1 \in \mathbf{Z}$, $l_2, l_1 = \overline{1, L}$, $0 < t_{m, l+1} - t_{m, l} < \infty$). Окрім того, дискретний циклічний випадковий процес задано на ймовірнісному просторі $(\Omega, \mathbf{F}, \mathbf{P})$.

Означення 1.2. Дискретний випадковий процес $\xi(\omega, t)$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D} \subset \mathbf{R}$, називається циклічним дискретним випадковим процесом, якщо існує така дискретна функція $T(t_{ml}, n)$, яка задовольняє умовам функції ритму, що 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 $(\xi(\omega, t_{m_1 l_1} + T(t_{m_1 l_1}, n)), \xi(\omega, t_{m_2 l_2} + T(t_{m_2 l_2}, n)), \dots, \xi(\omega, t_{m_k l_k} + T(t_{m_k l_k}, n)))$, $n \in \mathbf{Z}$, при всіх цілих $k \in \mathbf{N}$ є стохастично еквівалентними у широкому розумінні.

Для дискретного циклічного випадкового процесу сімейство його функцій розподілу задовольняє наступним рівностям:

$$\begin{aligned} F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_{m_1 l_1}, \dots, t_{m_k l_k}) &= F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, t_{m_1 l_1} + T(t_{m_1 l_1}, n), \dots, t_{m_k l_k} + T(t_{m_k l_k}, n)) = \\ &= F_{k_\xi}(x_1, \dots, x_k, y(t_{m_1 l_1}, n), \dots, y(t_{m_k l_k}, n)), x_1, \dots, x_k \in \mathbf{R}, t_{m_1 l_1}, \dots, t_{m_k l_k} \in \mathbf{D}, n \in \mathbf{Z}, k \in \mathbf{N}. \end{aligned} \quad (1.22)$$

Циклічний випадковий процес ефективно застосовується для моделювання циклічних сигналів серця, економічних циклічних процесів та процесів самоорганізації на поверхні покриттів матеріалів.

У роботі [100] ритмокардіограма проінтерпретована як дискретна функція ритму $T(\tilde{t}_m, 1)$ електрокардіосигналу, яка вложена 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 $\{\tilde{t}_m, m \in \mathbf{Z}\}$.

Якщо ж при оцінюванні функції ритму окрім R-R-інтервалів враховувати ще і тривалості більш дрібніших зон циклів електрокардіосигналу, то можна більш точніше (детальніше) оцінити серцевий ритм. У цьому випадку зонна структура задається множиною моментів часу, які відповідають моментам часу $\{\tilde{t}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}\}$ початків зон у відповідних кардіоциклах, а дискретна функція ритму $T(\tilde{t}_{m,i}, 1)$, що є вложеною у неперервну $T(t, 1)$, визначається через моменти часу $\{\tilde{t}_{mi}, m \in \mathbf{Z}, i = \overline{1, N}\}$. Неперервна ж функція ритму $T(t, 1)$ дає змогу описати інтервали між усіма однотипними фазами електрокардіосигналу. У роботі [100] функцію ритму $T(t, 1)$ кардіосигналу отримано шляхом кусково-лінійної інтерполяції дискретних функцій ритму $T(\tilde{t}_m, 1)$ чи $T(\tilde{t}_{m,i}, 1)$. На рисунках 1.2 та 1.3, як приклад, подано результати кусково-лінійної інтерполяції дискретних функцій ритму електрокардіосигналів [100].

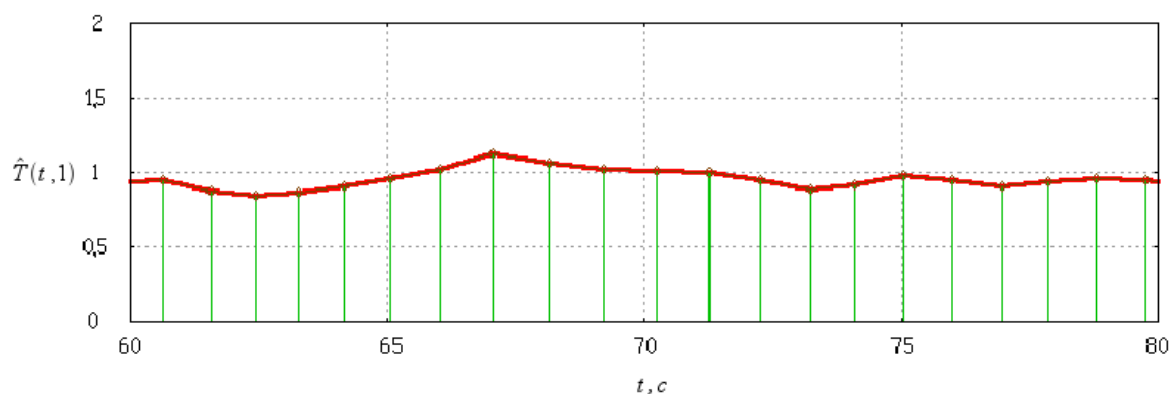


Рис.1.2. Графік функції ритму $T(t,1)$ електрокардіосигналу пацієнта у стані спокою

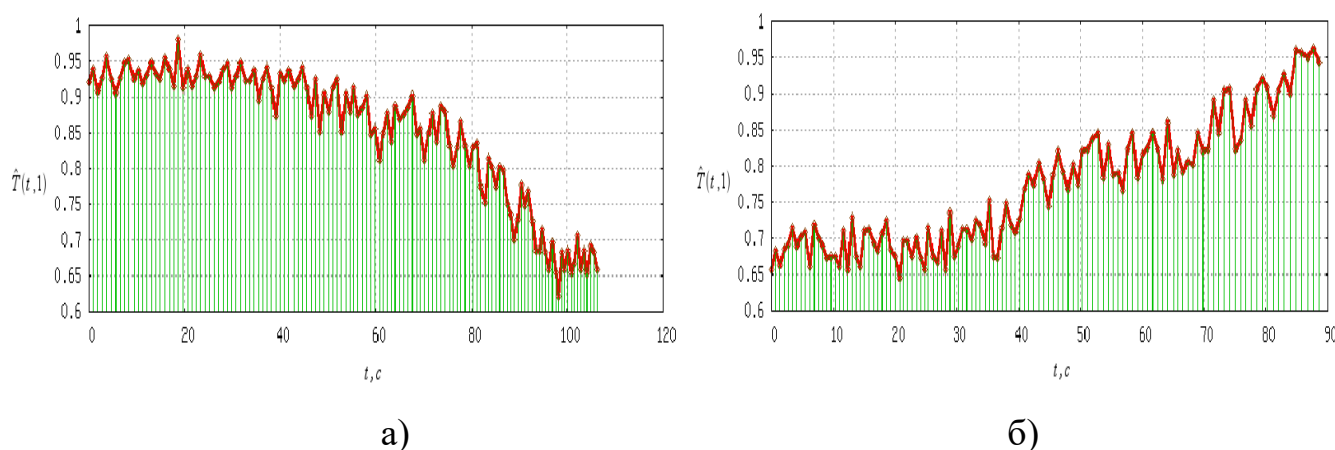


Рис.1.3. Графіки функцій ритму електрокардіосигналу пацієнта при фізичному навантаженні: режим навантаження (а) та режим відновлення (б)

Перевагою цього підходу до опису серцевого ритму є можливість урахування усіх фаз електрокардіосигналу у моделі та методах аналізу ритму серця, які логічно узгоджені із математичною моделлю самого електрокардіосигналу. Основним недоліком опису серцевого ритму за допомогою функції ритму циклічного випадкового процесу є неможливість врахувати стохастичний характер динаміки серцевого ритму людини, оскільки функція ритму є детермінованою функцією.

Стохастичний підхід до опису серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю розроблено у роботі [104]. Цей підхід полягає у тому, що серцевий ритм математично описується у вигляді випадкової функції ритму $T(\omega', t, n)$, $\omega' \in \Omega'$, $t \in \mathbf{R}$, $n \in \mathbf{Z}$ умовного циклічного випадкового процесу

$\{\xi(\omega, \omega', t), \omega' \in \Omega', \omega \in \Omega, t \in \mathbf{R}\}$. Умовний циклічний випадковий процес є математичною моделлю електрокардіосигналу, і заданий на двох стохастично незалежних ймовірнісних просторах $(\Omega, \mathbf{F}, \mathbf{P})$ та $(\Omega', \mathbf{F}', \mathbf{P}')$, а випадкова функція ритму задана на ймовірнісному просторі $(\Omega', \mathbf{F}', \mathbf{P}')$. У теоретичному аспекті, з однієї сторони, випадкова функція ритму як і детермінована функція ритму описує часові інтервали між усіма однофазними відліками електрокардіосигналу, а з другої сторони, на відміну від детермінованої функції ритму, уможливорює використання стохастичного підходу до моделювання та аналізу серцевого ритму. Умовний циклічний випадковий процес враховує подвійну стохастичність електрокардіосигналів, а саме, стохастичність їх ритму та морфологічної структури. Будь-яка ω' -реалізація $\xi_{\omega'}(\omega, t)$ умовного циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, \omega', t)$ є циклічним випадковим процесом $\xi(\omega, t)$ із детермінованою функцією ритму $T(t, n)$, яку, у свою чергу, є ω' -реалізацією випадкової функції ритму $T(\omega', t, n)$. У рамках умовного циклічного випадкового процесу досягається узгодження між стохастичними моделями електрокардіосигналу та стохастичними моделями серцевого ритму.

Не зважаючи на свої переваги, модель серцевого ритму у вигляді випадкової функції ритму $T(\omega', t, n)$ є надто абстрактною, щоб на її основі можливо було розробляти конкретні методи статистичного аналізу ритму серця, оскільки необхідно уточнити ймовірнісну міру ймовірнісного простору $(\Omega', \mathbf{F}', \mathbf{P}')$, на якому задана випадкова функція ритму, що, у загальному випадку, є досить складним завданням.

Більш простішим завданням є розробка стохастичних моделей серцевого ритму, які б враховували не всю сукупність часових інтервалів між усіма однофазними відліками електрокардіосигналу, а лише для деяких, наперед визначених та виділених із їх повної сукупності. Такий підхід цілком слушно реалізувати із використанням стохастичних дискретних моделей серцевого ритму, що і було започатковано у роботах [105-107]. А саме, у цих працях запропоновано стохастичний підхід до опису серцевого ритму, який враховує не лише R-R-

інтервали, але і тривалості більш дрібніших зон циклів електрокардіосигналу (враховуючи декілька фаз циклу електрокардіосигналу), що уможлиблює більш детальний опис серцевого ритму в рамках стохастичного підходу.

У цьому підході серцевий ритм репрезентувався ритмокардіосигналом із підвищеною роздільною здатністю (ще інші назви: ритмокардіосигнал із підвищеною інформативністю або векторний ритмокардіосигнал), математичною моделлю якої був вектор нормально розподілених випадкових величин

$$\mathbf{V}_L(\omega') = \left\{ T_l(\omega'), \omega' \in \Omega', l = \overline{1, L} \right\}. \text{ Тобто класична ритмокардіограма є вкладеною у}$$

ритмокардіограму із підвищеною роздільною здатністю, що і є підставою для підвищення рівня інформативності аналізу серцевого ритму в сучасних комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця людини на основі ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю.

Даний підхід до моделювання серцевого ритму, з однієї сторони, вже має змогу враховувати декілька фаз серцевого циклу, а з іншої сторони – враховує стохастичний характер зміни серцевого ритму. Однак у порівнянні із детермінованою $T(t, n)$ чи випадковою $T(\omega', t, n)$ функціями ритму така модель втрачає у роздільній здатності, оскільки у неї, на відміну від функції ритму, враховується скінченна кількість, наперед детектованих фаз циклічного сигналу серця. Крім того, ця модель є статичною математичною моделлю ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, оскільки не дає змогу досліджувати його часову динаміку. Інформативними ознаками в задачах аналізу серцевого ритму на базі вектора випадкових величин є відповідні йому вектор математичних сподівань та вектор дисперсій.

Підсумовуючи проведений вище аналіз існуючих математичних моделей серцевого ритму, згрупуємо основні результати такого аналізу у таблицю. А саме, в таблиці 1.1 подано порівняльну характеристику основних відомих математичних моделей серцевого ритму та нової математичної моделі, що розроблена в дисертаційній роботі.

Таблиця 1.1

Порівняльна характеристика математичних моделей серцевого ритму

	Відомі математичні моделі серцевого ритму									Нова математична модель
	Моделі класичного ритмокардіосигналу						Моделі векторного ритмокардіосигналу			
	Детермінована лінійна функція	Детермінована експоненційна функція	Випадкова величина	Стационарна випадкова послідовність	Періодично корельована випадкова послідовність	Сума детермінованої та стационарної випадкової послідовностей	Вектор випадкових величин	Функція ритму циклічного випадкового процесу	Випадкова функція ритму умовного циклічного випадкового процесу	Вектор стаціонарних та стаціонарно пов'язаних послідовностей
Описує тривалості серцевого циклу	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
Враховує випадковий характер серцевого ритму	-	-	+	+	+	+	+	-	+	+
Має засоби дослідження часової стохастичної динаміки серцевого ритму	-	-	-	+	+	+	-	-	+	+
Існують розроблені методи аналізу серцевого ритму	+	+	+	+	+	+	+	+	-	+
Враховує мінливість часових тривалостей між декількома однофазними відліками кардіосигналу	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+

Враховує мінливість тривалостей між усіма однофазними відліками кардіосигналу	-	-	-	-	-	-	-	+	+	-
Існує взаємозв'язок між моделями електрокардіо- сигналу та його ритмом	-	-	-	-	-	-	+	+	+	+

“+” – враховує (відображає)

“-” – не враховує (не відображає)

1.4. Вимоги до нової математичної моделі серцевого ритму та постановка наукового завдання дисертації

Враховуючи викладене вище, сформулюємо вимоги до нової математичної моделі серцевого ритму, а саме, модель повинна:

1. Враховувати випадковий характер серцевого ритму та можливість розробки на її основі ефективних методів його статистичного аналізу.

2. Забезпечувати можливість дослідження часової стохастичної динаміки серцевого ритму, зокрема, в рамках спектрально-кореляційної теорії випадкових послідовностей.

3. Враховувати мінливість часових тривалостей між декількома однофазними відліками електрокардіосигналу, а саме, описувати ритм серця, шляхом використання векторного ритмокардіосигналу (ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю), застосовуючи теорію випадкових послідовностей.

4. Як частинний випадок нова модель повинна включати модель векторного ритмокардіосигналу у вигляді вектора нормально розподілених випадкових величини.

5. Повинна бути узгодженою із математичною моделлю електрокардіосигналу у вигляді умовного циклічного випадкового процесу та його випадковою функцією ритму.

Виходячи із аналізу виявлених недоліків відомих математичних моделей серцевого ритму, а також враховуючи вимоги до нової математичної моделі серцевого ритму, сформулюємо наукове завдання даного дисертаційного дослідження. А саме, науковим завданням дисертаційної роботи є розробка нової математичної моделі та методів статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, які, за рахунок відображення його часової стохастичної динаміки та доповнення новими діагностичними ознаками, дають змогу підвищити рівень інформативності аналізу серцевого ритму у комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серцево-судинної системи та адаптивно-регулятивних механізмів організму людини в цілому.

1.5. Висновки до першого розділу

1. На основі огляду літературних джерел розглянуто основні відомості про серцевий ритм та типові підходи до його моделювання та аналізу у автоматизованих інформаційних системах, зокрема, розглянуто відомі детерміновані та стохастичні підходи до опису серцевого ритму як класичного ритмокардіосигналу та векторного ритмокардіосигналу.

2. Проведено порівняльний аналіз і класифікацію відомих математичних моделей серцевого ритму, що використовуються для потреб автоматизованої діагностики функціонального стану серцево-судинної системи та регуляторних механізмів організму людини, а також її психоемоційного стану. Зокрема, проаналізовано переваги та недоліки детермінованих та стохастичних математичних моделей серцевого ритму на основі класичного ритмокардіосигналу та на основі векторного ритмокардіосигналу (ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю).

3. Враховуючи переваги та недоліки існуючих математичних моделей серцевого ритму сформульовано вимоги до їх нової, розроблюваної у дисертаційній роботі математичної моделі серцевого ритму на основі векторного ритмокардіосигналу.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТА ЙМОВІРНІСНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РИТМОКАРДІОСИГНАЛІВ ІЗ ПІДВИЩЕНОЮ РОЗДІЛЬНОЮ ЗДАТНІСТЮ НА БАЗІ ВЕКТОРА СТАЦІОНАРНИХ ТА СТАЦІОНАРНО ПОВ'ЯЗАНИХ ВИПАДКОВИХ ПОСЛІДОВНОСТЕЙ

У цьому розділі розроблено математичну модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей. На основі цієї математичної моделі досліджено структуру ймовірнісних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю.

Основні результати другого розділу опубліковано в роботах [106, 107].

2.1. Базові математичні структури для репрезентації серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю

У першому розділі дисертації, однією із вимог, які висувалися до нової математичної моделі серцевого ритму, є вимога узгодженості цієї моделі із математичною моделлю електрокардіосигналу у вигляді умовного циклічного випадкового процесу та його випадковою функцією ритму. Тому, перед тим як безпосередньо перейти до побудови математичної моделі ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, розглянемо узагальнену математичну модель циклічного електрокардіосигналу, яка б несуперечливо відображала його подвійну (морфологічну та ритмічну) стохастичність, та давала б змогу проводити статистичний морфологічний аналіз та аналіз серцевого ритму в сучасних інформаційних системах кардіодіагностики. А також, на основі цієї моделі подамо математичні структури, які лежать в основі аналізу серцевого ритму як векторного ритмокардіосигналу.

Для коректного означення умовного циклічного випадкового процесу дискретного аргументу цього, згідно із роботою [106], коротко розглянемо поняття класу ізоморфних відносно порядку та значень циклічних випадкових процесів

дискретного аргументу. Нехай маємо циклічні випадкові процеси $\xi_1(\omega, t)$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$ із функцією ритму $T_1(t_{ml}, n)$ та $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ із функцією ритму $T_2(t'_{ml}, n)$. Області визначення $\mathbf{D} = \left\{ t_{ml} \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ та $\mathbf{D}' = \left\{ t'_{ml} \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ цих випадкових процесів у загальному випадку є різними ($\mathbf{D} \neq \mathbf{D}'$).

Означення 2.1. Циклічний випадковий процес $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$ із функцією ритму $T_1(t_{ml}, n)$ та циклічний випадковий процес $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ із функцією ритму $T_2(t'_{ml}, n)$, будемо називати ізоморфними відносно порядку та значень або казати, що між цими циклічними випадковими процесами існує ізоморфізм відносно порядку та значень, якщо мають місце такі властивості:

1. Ізоморфізм відносно порядку між областями визначення циклічних випадкових процесів (ізоморфізм між упорядкованими числовими множинами $\mathbf{D}$ та $\mathbf{D}'$), а саме:

1.а) має місце бієкція між $\mathbf{D}$ та $\mathbf{D}'$ (позначається так: $\mathbf{D} \Leftrightarrow \mathbf{D}'$), тобто, будь-якому $t_{ml} \in \mathbf{D}$, відповідає лише одне $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ ($t_{ml} \rightarrow t'_{ml}$), а будь-якому $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ ставиться у відповідність лише одне $t_{ml} \in \mathbf{D}$ ($t'_{ml} \rightarrow t_{ml}$), причому для будь-яких різних $t_{m_1 l_1}, t_{m_2 l_2} \in \mathbf{D}$ їх образи $t'_{m_1 l_1}, t'_{m_2 l_2} \in \mathbf{D}'$ є різними, і навпаки (відповідні елементи $t_{ml} \in \mathbf{D}$ та $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ будемо називати бієктивно пов'язаними і позначати це так: $t_{ml} \leftrightarrow t'_{ml}$);

1.б) зберігається тип лінійного упорядкування множин $\mathbf{D}$ та $\mathbf{D}'$, тобто, $\forall t_{m_1 l_1}, t_{m_2 l_2} \in \mathbf{D}, \exists t'_{m_1 l_1}, t'_{m_2 l_2} \in \mathbf{D}'$, що $t'_{m_1 l_1} \leftrightarrow t_{m_1 l_1}, t'_{m_2 l_2} \leftrightarrow t_{m_2 l_2}$ та має місце відношення порядку $t'_{m_2 l_2} > t'_{m_1 l_1}$, якщо $t_{m_2 l_2} > t_{m_1 l_1}$, і навпаки.

2. Ізоморфізм відносно порядку циклічних випадкових процесів $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$ та $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$, а саме:

2.а) має місце бієкція між випадковими процесами $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$ та $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ (позначається так: $\xi_1(\omega, t_{ml}) \Leftrightarrow \xi_2(\omega, t'_{ml})$), тобто будь-якій

парі $(t_{ml}, \xi_1(\omega, t_{ml}))$ із випадкового процесу $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$, відповідає лише одне пара $(t'_{ml}, \xi_2(\omega, t'_{ml}))$ $((t_{ml}, \xi_1(\omega, t_{ml})) \rightarrow (t'_{ml}, \xi_2(\omega, t'_{ml})))$ із випадкового процесу $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$, а будь-якій парі $(t'_{ml}, \xi_2(\omega, t'_{ml}))$ із випадкового процесу $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$, відповідає лише одне пара $(t_{ml}, \xi_1(\omega, t_{ml}))$ $((t'_{ml}, \xi_2(\omega, t'_{ml})) \rightarrow (t_{ml}, \xi_1(\omega, t_{ml})))$ із випадкового процесу $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$, причому для будь-яких різних $t_{m_1l_1}, t_{m_2l_2} \in \mathbf{D}$ їх образи $t'_{m_1l_1}, t'_{m_2l_2} \in \mathbf{D}'$ є різними, і навпаки (відповідні пари $(t_{ml}, \xi_1(\omega, t_{ml}))$ та $(t'_{ml}, \xi_2(\omega, t'_{ml}))$ будемо називати бієктивно пов'язаними і позначати це так: $(t_{ml}, \xi_1(\omega, t_{ml})) \leftrightarrow (t'_{ml}, \xi_2(\omega, t'_{ml}))$);

2.б) циклічні випадкові процеси $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$ та $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ є упорядкованими за своїми областями визначення, причому порядкові типи випадкових процесів співпадають із порядковими типами їх областей визначення $\mathbf{D}$ та $\mathbf{D}'$. Тобто, множина пар $\{(t_{ml}, \xi_1(\omega, t_{ml})), t_{ml} \in \mathbf{D}\}$, що формує (репрезентує) циклічний випадковий процес $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$ є упорядкованою за параметром t_{ml} і має однаковий порядковий тип із числовою множиною $\mathbf{D}$, оскільки завжди існує бієктивне відображення області визначення $\mathbf{D}$ на сам випадковий процес $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$, а саме елементу $t_{ml} \in \mathbf{D}$ ставиться у відповідність лише одна пара $(t_{ml}, \xi_1(\omega, t_{ml}))$, і навпаки, причому для двох різних $t_{m_1l_1}, t_{m_2l_2} \in \mathbf{D}$ відповідні їм пари $(t_{m_1l_1}, \xi_1(\omega, t_{m_1l_1}))$ та $(t_{m_2l_2}, \xi_1(\omega, t_{m_2l_2}))$ також різні. Те ж саме має місце і для випадкового процесу $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$, тобто лінійний порядок із області визначення $\mathbf{D}'$ індукується у сам випадковий процес $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$;

2. в) має місце один і той же тип упорядкування циклічних випадкових процесів $\xi_1(\omega, t_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t_{ml} \in \mathbf{D}$ та $\xi_2(\omega, t'_{ml})$, $\omega \in \Omega$, $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$, а саме: для будь-яких різних пар $(t_{m_1l_1}, \xi_1(\omega, t_{m_1l_1}))$ та $(t_{m_2l_2}, \xi_1(\omega, t_{m_2l_2}))$, що перебувають у бієктивній пов'язаності із парами $(t'_{m_1l_1}, \xi_2(\omega, t'_{m_1l_1}))$ та $(t'_{m_2l_2}, \xi_2(\omega, t'_{m_2l_2}))$ $((t_{m_1l_1}, \xi_1(\omega, t_{m_1l_1})) \leftrightarrow (t'_{m_1l_1}, \xi_2(\omega, t'_{m_1l_1})), (t_{m_2l_2}, \xi_1(\omega, t_{m_2l_2})) \leftrightarrow (t'_{m_2l_2}, \xi_2(\omega, t'_{m_2l_2})))$, мають місце відношення порядку

$(t'_{m_2l_2}, \xi_2(\omega, t'_{m_2l_2})) > (t'_{m_1l_1}, \xi_2(\omega, t'_{m_1l_1}))$ та $(t_{m_2l_2}, \xi_1(\omega, t_{m_2l_2})) > (t_{m_1l_1}, \xi_1(\omega, t_{m_1l_1}))$, якщо $t'_{m_2l_2} > t'_{m_1l_1}$ та $t_{m_2l_2} > t_{m_1l_1}$ ($t'_{m_1l_1} \leftrightarrow t_{m_1l_1}$, $t'_{m_2l_2} \leftrightarrow t_{m_2l_2}$);

3. З імовірністю одиниця має місце рівність значень циклічних випадкових процесів $\xi_1(\omega, t_{ml}), \omega \in \Omega, t_{ml} \in \mathbf{D}$ та $\xi_2(\omega, t'_{ml}), \omega \in \Omega, t'_{ml} \in \mathbf{D}'$, коли їх відповідні аргументи $t_{ml} \in \mathbf{D}$ та $t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ перебувають у бієктивній пов'язаності ($t_{ml} \leftrightarrow t'_{ml}$) за умови виконання властивостей із вище наведених пунктів 1 та 2, а саме, враховуючи властивість циклічності цих випадкових процесів, мають місце такі рівності:

$$\begin{aligned} \mathbf{P}\{\xi_1(\omega, t_{ml} + T_1(t_{ml}, n)) = \xi_2(\omega, t'_{ml} + T_2(t'_{ml}, n))\} &= 1, \\ t_{ml} + T_1(t_{ml}, n) \leftrightarrow t'_{ml} + T_2(t'_{ml}, n), t_{ml} \in \mathbf{D}, t'_{ml} \in \mathbf{D}', n \in \mathbf{Z}. \end{aligned} \quad (2.1)$$

Для ізоморфних відносно порядку та значень циклічних випадкових процесів $\xi_1(\omega, t_{ml}), \omega \in \Omega, t_{ml} \in \mathbf{D}$ та $\xi_2(\omega, t'_{ml}), \omega \in \Omega, t'_{ml} \in \mathbf{D}'$ має місце рівність їх (k -вимірних) функцій розподілу $F_{k_{\xi_1}}(x_1, \dots, x_k, t_{m_1l_1}, \dots, t_{m_kl_k})$ та $F_{k_{\xi_2}}(x_1, \dots, x_k, t'_{m_1l_1}, \dots, t'_{m_kl_k})$, коли відповідні набори їх аргументів $t_i + T_1(t_i, n)$ та $t'_i + T_2(t'_i, n), i = \overline{1, k}, n \in \mathbf{Z}$ перебувають у бієктивній пов'язаності, а саме мають місце такі співвідношення:

$$\begin{aligned} &F_{k_{\xi_1}}(x_1, \dots, x_k, t_{m_1l_1} + T_1(t_{m_1l_1}, n), \dots, t_{m_kl_k} + T_1(t_{m_kl_k}, n)) = \\ &= F_{k_{\xi_2}}(x_1, \dots, x_k, t'_{m_1l_1} + T_2(t'_{m_1l_1}, n), \dots, t'_{m_kl_k} + T_2(t'_{m_kl_k}, n)), \\ &x_i \in \mathbf{R}, t_{m_1l_1} \in \mathbf{D}, t'_{m_1l_1} \in \mathbf{D}', t_{m_1l_1} + T_1(t_{m_1l_1}, n) \leftrightarrow t'_{m_1l_1} + T_2(t'_{m_1l_1}, n), i = \overline{1, k}, k \in \mathbf{N}, n \in \mathbf{Z}. \end{aligned} \quad (2.2)$$

Нехай маємо деякий клас Θ_ξ ізоморфних відносно порядку та значень циклічних випадкових процесів дискретного аргументу, що задані на ймовірносному просторі $(\Omega, \mathbf{F}, \mathbf{P})$ та на одній із множин класу **SetOf_D** усіх можливих множин типу $\mathbf{D} = \left\{ t_{ml} \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$. Тобто до складу цього

класу входять ізоморфні відносно порядку та значень дискретні циклічні випадкові процеси, які відрізняються один від одного лише своїми функціями ритму.

Для формальної ідентифікації конкретного дискретного циклічного випадкового процесу, клас Θ_ξ подамо як множину мічених параметром λ ізоморфних відносно порядку та значень циклічних випадкових процесів $\Theta_\xi = \{\xi_\lambda(\omega, t_{ml}^\lambda), \omega \in \Omega, t_{ml}^\lambda \in \mathbf{D}_\lambda, \lambda \in \Lambda\}$, що задані на одному і тому ж ймовірносному просторі $(\Omega, \mathbf{F}, \mathbf{P})$. Параметр λ набирає значень із деякої множини $\Lambda (\lambda \in \Lambda)$, потужність якої дорівнює потужності класу Θ_ξ . Власне область визначення

$\mathbf{D}_\lambda = \left\{ t_{ml}^\lambda \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ будь-якого дискретного циклічного випадкового процесу $\xi_\lambda(\omega, t_{ml}^\lambda), \omega \in \Omega, t_{ml}^\lambda \in \mathbf{D}_\lambda$ із Θ_ξ однозначно його ідентифікує (вирізняє, маркує) з поміж інших випадкових процесів із Θ_ξ . Також, область визначення

$\mathbf{D}_\lambda = \left\{ t_{ml}^\lambda \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ конкретного λ -процесу $\xi_\lambda(\omega, t_{ml}^\lambda), \omega \in \Omega, t_{ml}^\lambda \in \mathbf{D}_\lambda$ із Θ_ξ повністю визначає його функцію ритму $T_\lambda(t_{ml}^\lambda, n)$, а саме:

$$T_\lambda(t_{ml}^\lambda, n) = t_{m+n, l}^\lambda - t_{ml}^\lambda, m, n \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2, t_{ml}^\lambda \in \mathbf{D}_\lambda. \quad (2.3)$$

Таким чином, множину **SetOf_D** усіх можливих областей визначення ізоморфних відносно порядку та значень циклічних випадкових процесів дискретного аргументу із класу Θ_ξ також можна подати як параметричну множину, а саме:

$$\mathbf{SetOf_D} = \{\mathbf{D}_\lambda, \lambda \in \Lambda\} = \left\{ \left\{ t_{ml}^\lambda \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}, \lambda \in \Lambda \right\}. \quad (2.4)$$

Розглянемо стохастичний експеримент, який описується деяким ймовірнісним простором $(\Omega', \mathbf{F}', \mathbf{P}')$, що є стохастично незалежним із $(\Omega, \mathbf{F}, \mathbf{P})$. Введемо

випадковий об'єкт $\lambda(\omega') = \lambda, \omega' \in \Omega', \lambda \in \Lambda$ як вимірну функцію з областю визначення Ω' та областю значень Λ . У такому разі ω' -реалізацією випадкового об'єкту $\lambda(\omega')$ є параметр λ , який визначає відповідний йому циклічний випадковий процес $\xi_\lambda(\omega, t_{ml}^\lambda), \omega \in \Omega, t_{ml}^\lambda \in \mathbf{D}_\lambda$ із областю визначення $\mathbf{D}_\lambda$ та функцією ритму $T_\lambda(t_{ml}^\lambda, n)$. Тобто, можна ввести такі три випадкові об'єкти, які задані на ймовірнісному просторі $(\Omega', \mathbf{F}', \mathbf{P}')$, а саме: умовний циклічний випадковий процес дискретного аргументу $\xi(\omega, t_{ml}(\omega')), \omega' \in \Omega', \omega \in \Omega, t_{ml}(\omega') \in \mathbf{D}(\omega')$; випадкову дискретну область його визначення $\mathbf{D}(\omega') = \left\{ t_{ml}(\omega') \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$, що задана на ймовірнісному просторі $(\Omega', \mathbf{F}', \mathbf{P}')$ та приймає значення із множини **SetOf_D**, а також випадкову функцію ритму $T(t_{ml}(\omega'), n)$ умовного циклічного випадковий процес дискретного аргументу $\xi(\omega, t_{ml}(\omega'))$, яка приймає свої значення (детерміновані функції ритму) із множини **SetOf_T**. Дамо означення цим трьом ймовірнісним об'єктам.

Означення 2.2. Випадковий об'єкт $\{\xi(\omega, t_{ml}(\omega')) \in \Theta_\xi, \omega' \in \Omega', \omega \in \Omega, t_{ml}(\omega') \in \mathbf{D}(\omega')\}$, який задано на стохастично незалежних ймовірнісних просторах $(\Omega, \mathbf{F}, \mathbf{P})$ та $(\Omega', \mathbf{F}', \mathbf{P}')$ називається **умовним циклічним випадковим процесом дискретного аргументу**, якщо для кожної ω' , відповідна його ω' -реалізація $\{\xi_{\omega'}(\omega, t_{ml}^{\omega'}), \omega \in \Omega, t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}\}$ належить класу Θ_ξ ізоморфних відносно порядку та значень циклічних випадкових процесів дискретного аргументу.

Із означення 2.2 випливає, що для кожної елементарної події ω' відповідна ω' -реалізація $\{\xi_{\omega'}(\omega, t_{ml}^{\omega'}), \omega \in \Omega, t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}\}$ випадкового об'єкту $\{\xi(\omega, t_{ml}(\omega')) \in \Theta_\xi, \omega' \in \Omega', \omega \in \Omega, t_{ml}(\omega') \in \mathbf{D}(\omega')\}$ є циклічним випадковим процесом із детермінованою функцією ритму $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n), t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}$. Ймовірнісна структура

умовного циклічного випадкового процесу задається сімейством його умовних функцій розподілу, які задано на ймовірнісному просторі (Ω', F', P') .

Означення 2.3. Випадкова функція $T(t_{ml}(\omega'), n)$, $\omega' \in \Omega'$, $t_{ml}(\omega') \in \mathbf{R}$, $n \in \mathbf{Z}$, яка задана на ймовірнісному просторі (Ω', F', P') називається **випадковою функцією ритму умовного циклічного випадкового процесу дискретного аргументу**, якщо для кожної ω' , відповідна її ω' -реалізація $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n)$, $t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}$ належить класу **SetOf_T**, кожен елемент якого задовольняє умовам функції ритму, а саме: 1) групі умов: 1.a) $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n) > 0$, якщо $n > 0$ ($T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, 1) < \infty$); 1.b) $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n) = 0$, якщо $n = 0$; 1.c) $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n) < 0$, якщо $n < 0$, $t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'} \subset \mathbf{R}$; 2) для будь-яких $t_{m_1 l_1}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}$ та $t_{m_2 l_2}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}$, для яких $t_{m_1 l_1}^{\omega'} < t_{m_2 l_2}^{\omega'}$, для функції $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n)$ виконується строга нерівність $T_{\omega'}(t_{m_1 l_1}^{\omega'}, n) + t_{m_1 l_1}^{\omega'} < T_{\omega'}(t_{m_2 l_2}^{\omega'}, n) + t_{m_2 l_2}^{\omega'}$, $\forall n \in \mathbf{Z}$; 3) функція $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n)$ є найменшою за модулем ($|T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n)| \leq |T_{\omega'}^{\gamma}(t_{ml}^{\omega'}, n)|$) серед усіх таких функцій $\{T_{\omega'}^{\gamma}(t_{ml}^{\omega'}, n), \gamma \in \Gamma\}$, які задовольняють вище наведеним умовам 1 та 2.

Означення 2.4. Випадковий об'єкт $\mathbf{D}(\omega') = \left\{ t_{ml}(\omega') \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$,

який задано на ймовірнісному просторі (Ω', F', P') називається **випадковою областю визначення умовного циклічного випадкового процесу дискретного аргументу**, якщо для кожної ω' , відповідна його ω' -реалізація

$\mathbf{D}_{\omega'} = \left\{ t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ є дискретною підмножиною дійсних чисел,

елементи якої задовольняють такі умови: $t_{m_1 l_1}^{\omega'} < t_{m_2 l_2}^{\omega'}$, якщо $m_2 < m_1$, або якщо $m_2 = m_1$, а $l_2 < l_1$, в інших випадках $t_{m_1 l_1}^{\omega'} > t_{m_2 l_2}^{\omega'}$ ($m_2, m_1 \in \mathbf{Z}$, $l_2, l_1 = \overline{1, L}$, $0 < t_{m, l+1}^{\omega'} - t_{ml}^{\omega'} < \infty$).

Умовний циклічний випадковий процес $\{\xi(\omega, t_{ml}(\omega')), \omega' \in \Omega', \omega \in \Omega, t_{ml}(\omega') \in \mathbf{D}(\omega')\}$ дискретного аргументу дає змогу одночасного врахування як стохастичності морфологічної структури

електрокардіосигналів (що важливо при статистичному морфологічному їх аналізі), так і стохастичності їх ритмічної структури (що важливо при проведенні аналізу серцевого ритму).

Морфологічний статистичний аналіз зводиться до статистичного аналізу будь-якої його ω' -реалізації $\{\xi_{\omega'}(\omega, t_{ml}^{\omega'})\}$, $\omega \in \Omega, t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}$ як циклічного випадкового процесу із детермінованою функцією ритму $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n)$, $t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}$ згідно із відомими методами статистичного опрацювання циклічних випадкових процесів [96-98]. Деякі результати морфологічного статистичного аналізу електрокардіосигналів подано в додатку Б.

Аналіз серцевого ритму зводиться до статистичного аналізу елементів випадкової області визначення $\mathbf{D}(\omega') = \left\{ t_{ml}(\omega') \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ умовного циклічного випадкового процесу дискретного аргументу $\{\xi(\omega, t_{ml}(\omega')), \omega' \in \Omega', \omega \in \Omega, t_{ml}(\omega') \in \mathbf{D}(\omega')\}$, або до статистичного аналізу його випадкової функції ритму $T(t_{ml}(\omega'), n)$, $\omega' \in \Omega', t_{ml}(\omega') \in \mathbf{R}, n \in \mathbf{Z}$. Випадкова функція ритму $T(t_{ml}(\omega'), n)$ повністю визначається елементами випадкової області $\mathbf{D}(\omega')$ згідно із формулою:

$$T(t_{ml}(\omega'), n) = t_{m+n, l}(\omega') - t_{m, l}(\omega'), m, n \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, t_{m, l}(\omega') \in \mathbf{D}(\omega'). \quad (2.5)$$

Зокрема, при $n=1$, функція ритму $T(t_{ml}(\omega'), 1)$ обчислюється так:

$$T(t_{ml}(\omega'), 1) = t_{m+1, l}(\omega') - t_{m, l}(\omega'), m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, t_{m, l}(\omega') \in \mathbf{D}(\omega'). \quad (2.6)$$

Якщо в аналізі серцевого ритму брати за основу випадкову функцію ритму $T(t_{ml}(\omega'), 1)$ умовного циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t_{ml}(\omega'))$, зберігаючи чітку прив'язку до фази серцевого циклу та номеру серцевого циклу, то математичну модель ритмокардіосигналу подамо як вектор випадкових послідовностей:

$$\mathbf{V}_L(\omega', m) = \left\{ \Delta T_l(\omega', m), \omega' \in \Omega', l = \overline{1, L}, m \in \mathbf{Z} \right\}, \quad (2.7)$$

де кожна l -та компонента вектора є випадковою послідовністю $\Delta T_l(\omega', m)$, значення якої дорівнює значенню випадкової функції ритму $T(t_{ml}(\omega'), 1)$ у моменти часу $t_{ml}(\omega')$ із дискретної множини $\mathbf{D}_l(\omega') = \{t_{ml}(\omega') \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \text{const}\}$, яка є вкладеною в $\mathbf{D}(\omega')$ і описує часові відстані між однотипними l -ми фазами досліджуваного електрокардіосигналу у двох його сусідніх циклах, а саме:

$$\begin{aligned} \Delta T_l(\omega', m) &= T(t_{ml}(\omega'), 1) = t_{m+1, l}(\omega') - t_{m, l}(\omega'), \\ m &\in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, t_{m, l}(\omega') \in \mathbf{D}(\omega'). \end{aligned} \quad (2.8)$$

У разі використання випадкової області $\mathbf{D}(\omega') = \left\{ t_{ml}(\omega') \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L}, L \geq 2 \right\}$ для аналізу серцевого ритму, перейдемо до такої матриці випадкових послідовностей:

$$\mathbf{M}(\omega', m) = \left\{ \Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m), l_1 l_2 = \overline{1, L} \right\}, \quad (2.9)$$

де кожний елемент матриці $\mathbf{M}(\omega', m)$ є випадковою послідовністю $\Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m)$, значення якої визначаються так:

$$\Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m) = t_{m, l_2}(\omega') - t_{m, l_1}(\omega'), m \in \mathbf{Z}, l_1 l_2 = \overline{1, L}. \quad (2.10)$$

Елементи $\Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m)$ матриці описують часові відстані (інтервали) між, загалом різнотипними, фазами l_1 та l_2 досліджуваного електрокардіосигналу у всіх

його циклах, а саме, задають різниці між моментами часу $t_{m,l_1}(\omega')$ та $t_{m,l_2}(\omega')$ із дискретних множин $\mathbf{D}_{l_1}(\omega') = \{t_{ml_1}(\omega') \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l_1 = \text{const}\}$ та $\mathbf{D}_{l_2}(\omega') = \{t_{ml_2}(\omega') \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l_2 = \text{const}\}$, які є вкладеними в $\mathbf{D}(\omega')$ і стосується l_1 -ї та l_2 -ї фаз досліджуваного електрокардіосигналу.

Проаналізуємо детальніше властивості матриці $\mathbf{M}(\omega', m)$, а також її взаємозв'язок із вектором $\mathbf{V}_L(\omega', m)$. Перш за все, відзначимо, що множина $\left\{ \Delta T_{ll}(\omega', m), l = \overline{1, L} \right\}$ діагональних елементів матриці $\mathbf{M}(\omega', m)$ є множиною детермінованих послідовностей із нульовими значеннями, а саме:

$$\Delta T_{ll}(\omega', m) = t_{m,l}(\omega') - t_{m,l}(\omega') = 0, \forall m \in \mathbf{Z}, \forall l = \overline{1, L}, \forall \omega' \in \mathbf{\Omega}'. \quad (2.11)$$

Зважаючи на це, діагональ матриці не несе жодної інформації про серцевий ритм. Також, легко бачити, що елементи $\Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m)$ та $\Delta T_{l_2 l_1}(\omega', m)$ є протилежними за значеннями, а саме:

$$\Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m) = -\Delta T_{l_2 l_1}(\omega', m), \forall m \in \mathbf{Z}, \forall l = \overline{1, L}, \forall \omega' \in \mathbf{\Omega}', \quad (2.12)$$

причому, якщо $l_2 > l_1$, то $\Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m) > 0$, а $\Delta T_{l_2 l_1}(\omega', m) < 0$, і навпаки, якщо $l_2 < l_1$, то $\Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m) < 0$, а $\Delta T_{l_2 l_1}(\omega', m) > 0$. Зважаючи на такі залежності для елементів матриці $\mathbf{M}(\omega', m)$, для аналізу серцевого ритму слушно використовувати лише ті її елементи, які лежать над її головною діагоналлю, оскільки, лише вони є додатними та мають фізичну інтерпретацію часової тривалості між різними фазами електрокардіосигналу у різних його циклах. А всі елементи матриці $\mathbf{M}(\omega', m)$, що лежать під її діагоналлю, є від'ємними та за модулем дорівнюють відповідним елементам, що знаходяться над діагоналлю цієї матриці. Тобто, вся інформація про серцевий ритм сконцентрована у множині елементів над головною діагоналлю матриці $\mathbf{M}(\omega', m)$, а саме:

$$\left\{ \Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m), l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{l_1 + 1, L} \right\}. \quad (2.13)$$

Оскільки як матриця $\mathbf{M}(\omega', m)$, так і вектор $\mathbf{V}_L(\omega', m)$ повністю визначаються випадковою дискретною множиною $\mathbf{D}(\omega')$, то між ними існує взаємоднозначний взаємозв'язок, а саме, будь-яка послідовність $\Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m)$ із $\mathbf{M}(\omega', m)$, може бути визначена через елементи $\Delta T_l(\omega', m)$ із $\mathbf{V}_L(\omega', m)$. Тому математичною моделлю ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у практичних завданнях аналізу серцевого ритму може бути як множина $\left\{ \Delta T_{l_1 l_2}(\omega', m), l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{l_1 + 1, L} \right\}$, так і вектор $\mathbf{V}_L(\omega', m)$.

У медичній діагностичній практиці може виникнути ситуація, коли необхідно застосовувати гібридний підхід, а саме, при обґрунтованому виборі моделі ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю слушно описувати ритм серця як за допомогою деякої підмножини елементів випадкової матриці $\mathbf{M}(\omega', m)$ (коли необхідно досліджувати тривалості між різнотипними фазами електрокардіосигналу у рамках кожного його циклу), так і за допомогою підмножини елементів випадкового вектора $\mathbf{V}_L(\omega', m)$ (коли необхідно досліджувати часові відстані між однотипними фазами електрокардіосигналу у двох його сусідніх циклах). Тому, у подальшому викладі матеріалу для математичного опису ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю будемо використовувати вектор $\Xi_L(\omega', m) = \left\{ T_l(\omega', m), \omega' \in \Omega', l = \overline{1, L}, m \in \mathbf{Z} \right\}$, елементи якого можуть бути як елементами із матриці $\mathbf{M}(\omega', m)$, так і елементи із вектора $\mathbf{V}_L(\omega', m)$. Розмірність (кількість компонент) L вектора $\Xi_L(\omega', m)$ визначає роздільну здатність ритмокардіосигналу та дорівнює кількості досліджуваних часових інтервалів між наперед виділеними фазами в електрокардіосигналі.

2.2. Математичне моделювання та ймовірнісні характеристики ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю на базі вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей

Модель ритмокардіосигналу у вигляді вектора $\Xi_L(\omega', m)$ є надто абстрактною, щоб на її основі можливо було розробляти конкретні методи статистичного аналізу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю. Така надлишкова абстрактність зумовлена невизначеністю ймовірнісної структури цього випадкового вектора, що є наслідком абстрактності ймовірнісного простору (Ω', F', P') , на якому він заданий, оскільки ймовірнісна міра P' може бути довільною. Тому необхідно суттєво уточнити, конкретизувати цю модель з метою розробки статистичних методів аналізу ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю на її основі.

Перейдемо до обґрунтування ймовірнісних характеристик вектора $\Xi_L(\omega', m)$ випадкових послідовностей. Однією із найпростіших стохастичних моделей, яка враховує динаміку змін ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, є вектор $\Xi_L(\omega', m) = \left\{ T_l(\omega', m), \omega' \in \Omega', l = \overline{1, L}, m \in \mathbf{Z} \right\}$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей [107]. Перш за все, відзначимо, що вектор $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, у частинному випадку, якщо його компоненти є стаціонарними послідовностями із незалежними значеннями, тобто білими шумами, що задані на множині цілих чисел, є відомою моделлю ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора випадкових величини, яка розроблена у роботах [103, 104]. Однак на практиці гіпотеза про незалежність чи некорельованість відліків ритмокардіосигналу не відповідає дійсності, що вимагає врахування стохастичної залежності між відліками ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, а отже, використання більш складної та загальнішої його математичної моделі у вигляді вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей.

Визначальною властивістю вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей є інваріантність його сімейства функцій розподілу до часових зсувів на довільне ціле число $k \in \mathbf{Z}$. А саме, для будь-якої функції розподілу $F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}} (x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p)$ порядку p ($p \in \mathbf{N}$) із сімейства функцій розподілу вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей має місце така рівність [107]:

$$F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}} (x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p) = F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}} (x_1, \dots, x_p, m_1 + k, \dots, m_p + k),$$

$$x_1, \dots, x_p \in \mathbf{R}, m_1, \dots, m_p \in \mathbf{Z}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}. \quad (2.14)$$

Функція розподілу $F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}} (x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p)$ у випадку, коли $l_1 = l_2 = \dots = l_p = l$ є функцією розподілу $F_{p_{T_l}} (x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p)$ l -ї стаціонарної компоненти $T_l(\omega', m)$ вектора $\Xi_L(\omega', m)$ - тобто автофункцією розподілу порядку p для стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$, що описує часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для його l -ї фази. Зокрема, якщо $p=1$, то матимемо одновимірну $F_{1_{T_l}} (x, m)$ автофункцію розподілу стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$.

У випадку, коли рівність $l_1 = l_2 = \dots = l_p = l$ не виконується, то функція розподілу $F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}} (x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p)$ є сумісною функцією розподілу для декількох (щонайменше двох) стаціонарних компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$, які описують часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу загалом для різних його фаз.

Сімейство функцій розподілу вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних послідовностей найповніше описує його ймовірнісну структуру, однак

методи статистичного оцінювання функції розподілу $F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p)$ є надто громіздкими для їх практичного використання в комп'ютерних діагностичних системах функціонального стану серцево-судинної системи організму людини. Тому, окрім функцій розподілу вектора $\Xi_L(\omega', m)$ ефективним є використання моментних функцій порядку $s = \sum_{j=1}^p s_j$, які, у випадку їх існування, також є інваріантними до часових зсувів (зсувів за аргументом m).

Так, якщо існує змішана початкова моментна функція $c_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1, \dots, m_p)$ порядку $s = \sum_{j=1}^p s_j$ вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, то для неї має місце рівність [107]:

$$c_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1, \dots, m_p) = \mathbf{M}\{T_{l_1}^{s_1}(\omega', m_1) \cdot \dots \cdot T_{l_p}^{s_p}(\omega', m_p)\} = c_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1 + k, \dots, m_p + k),$$

$$m_1, \dots, m_p \in \mathbf{Z}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}. \quad (2.15)$$

Якщо існує змішана центральна моментна функція $r_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1, \dots, m_p)$ порядку $s = \sum_{j=1}^p s_j$ вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, то для неї має місце рівність [107]:

$$r_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1, \dots, m_p) = \mathbf{M}\left\{ \left(T_{l_1}(\omega', m_1) - c_{1_{T_{l_1}}} \right)^{s_1} \cdot \dots \cdot \left(T_{l_p}(\omega', m_p) - c_{1_{T_{l_p}}} \right)^{s_p} \right\} =$$

$$= r_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1 + k, \dots, m_p + k),$$

$$m_1, \dots, m_p \in \mathbf{Z}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}, \quad (2.16)$$

де множина $\{c_{1_{T_1}}, \dots, c_{1_{T_p}}\}$ є множиною початкових моментів першого порядку (математичних сподівань) стаціонарних випадкових послідовностей із множини $\{T_{l_1}(\omega', m), \dots, T_{l_p}(\omega', m)\}$.

На практиці для аналізу ритмокардосигналу із підвищеною роздільною здатністю слушно використовувати змішані моментні функції невисоких порядків, а саме, змішані початкові моментні функції другого порядку – коваріаційні функції та змішані центральні моментні функції другого порядку – кореляційні функції. У цьому разі, початкові моментні функції другого порядку для вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей подаються у вигляді матриці коваріаційних функцій [107]:

$$\mathbf{C}_T = \begin{bmatrix} c_{2_{T_1 T_1}}(m_1, m_2) & c_{2_{T_1 T_2}}(m_1, m_2) & \dots & c_{2_{T_1 T_p}}(m_1, m_2) \\ c_{2_{T_2 T_1}}(m_1, m_2) & c_{2_{T_2 T_2}}(m_1, m_2) & \dots & c_{2_{T_2 T_p}}(m_1, m_2) \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ c_{2_{T_p T_1}}(m_1, m_2) & c_{2_{T_p T_2}}(m_1, m_2) & \dots & c_{2_{T_p T_p}}(m_1, m_2) \end{bmatrix}, \quad (2.17)$$

яку більш компактно можна подати так:

$$\mathbf{C}_T = \left[c_{2_{T_{l_1} T_{l_2}}}(m_1, m_2), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right], \quad (2.18)$$

де кожен її елемент є коваріаційною функцією $c_{s_{T_{l_1} T_{l_2}}}(m_1, m_2)$, яка задається так:

$$c_{2_{T_{l_1} T_{l_2}}}(m_1, m_2) = \mathbf{M}\{T_{l_1}(\omega', m_1) \cdot T_{l_2}(\omega', m_2)\}, m_1, m_2 \in \mathbf{Z}, l_1, l_2 \in \{\overline{1, L}\}. \quad (2.19)$$

Оскільки компоненти вектора $\Xi_L(\omega', m)$ випадкових послідовностей є стаціонарними та стаціонарно пов'язаними послідовностями, то їх коваріаційні

функції є функціями лише від одного цілочисельного аргументу u , який дорівнює $u = m_1 - m_2$. Тому матрицю коваріацій цього випадкового вектора можемо подати так:

$$\mathbf{C}_T = \left[c_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right], \quad (2.20)$$

де кожен її елемент є коваріаційною функцією $c_{2_{T_1 T_2}}(u)$, яка дорівнює:

$$c_{2_{T_1 T_2}}(u) = c_{2_{T_1 T_2}}(m_1 - m_2), u, m_1, m_2 \in \mathbf{Z}, l_1, l_2 \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (2.21)$$

За умови, що $l_1 = l_2 = l$, коваріаційна функція $c_{s_{T_l T_l}}(u)$ є автоковаріаційною функцією l -ї стаціонарної компоненти $T_l(\omega', m)$ вектора $\Xi_L(\omega', m)$, яка описує часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для його l -ї фази. Якщо $l_1 \neq l_2$, то коваріаційна функція $c_{2_{T_1 T_2}}(u)$ є взаємною коваріаційною функцією для двох стаціонарних компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$, які описують часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для l_1 -ї та l_2 -ї його фаз.

Змішані центральні моментні функції другого порядку для вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей подаються у вигляді матриці кореляційних функцій [107]:

$$\mathbf{R}_T = \begin{bmatrix} r_{2_{T_1 T_1}}(m_1, m_2) & r_{2_{T_1 T_2}}(m_1, m_2) & \cdots & r_{2_{T_1 T_p}}(m_1, m_2) \\ r_{2_{T_2 T_1}}(m_1, m_2) & r_{2_{T_2 T_2}}(m_1, m_2) & \cdots & r_{2_{T_2 T_p}}(m_1, m_2) \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ r_{2_{T_p T_1}}(m_1, m_2) & r_{2_{T_p T_2}}(m_1, m_2) & \cdots & r_{2_{T_p T_p}}(m_1, m_2) \end{bmatrix}, \quad (2.22)$$

яку більш компактно можна подати так:

$$\mathbf{R}_T = \left[r_{2_{T_1 T_2}}(m_1, m_2), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right], \quad (2.23)$$

де кожен її елемент є кореляційною функцією $r_{s_{T_1 T_2}}(m_1, m_2)$, яка задається так:

$$\begin{aligned} c_{2_{T_1 T_2}}(m_1, m_2) &= \mathbf{M} \left\{ \left(T_{l_1}(\omega', m_1) - c_{1_{T_1}} \right) \cdot \left(T_{l_2}(\omega', m_2) - c_{1_{T_2}} \right) \right\} \\ m_1, m_2 &\in \mathbf{Z}, l_1, l_2 \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \end{aligned} \quad (2.24)$$

Оскільки компоненти вектора $\Xi_L(\omega', m)$ випадкових послідовностей є стаціонарними та стаціонарно пов'язаними послідовностями, то їх кореляційні функції є функціями лише від одного цілочисельного аргументу u , який дорівнює $u = m_1 - m_2$. Тому матрицю кореляцій цього випадкового вектора можемо подати так:

$$\mathbf{R}_T = \left[r_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right], \quad (2.25)$$

де кожен її елемент є кореляційною функцією $r_{2_{T_1 T_2}}(u)$, яка дорівнює:

$$r_{2_{T_1 T_2}}(u) = r_{2_{T_1 T_2}}(m_1 - m_2), u, m_1, m_2 \in \mathbf{Z}, l_1, l_2 \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (2.26)$$

За умови, що $l_1 = l_2 = l$, кореляційна функція $r_{2_{T_l T_l}}(u)$ є автокореляційною функцією l -ї стаціонарної компоненти $T_l(\omega', m)$ вектора $\Xi_L(\omega', m)$, яка описує часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для його l -ї фази. Якщо $l_1 \neq l_2$, то кореляційна функція $r_{2_{T_{l_1} T_{l_2}}}(u)$ є взаємною кореляційною функцією для двох стаціонарних компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$, які описують часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для l_1 -ї та l_2 -ї його фаз.

2.3. Висновки до другого розділу

1. Ґрунтуючись на математичній моделі електрокардіосигналів у вигляді умовного циклічного випадкового процесу дискретного аргументу, побудовано математичні структури, які лежать в основі репрезентації та аналізу серцевого ритму, а саме, побудовано вектор та матрицю випадкових послідовностей, які відображають часові тривалості між однотипними та різнотипними фазами електрокардіосигналу, що сформувало логічні підстави для узгодженості стохастичної моделі серцевого ритму та стохастичної моделі електрокардіосигналу, а також уможливило дослідження часової стохастичної динаміки серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю.

2. Розроблено математичну модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, яка, у порівнянні із відомими математичними моделями класичного ритмокардіосигналу, дає змогу підвищити рівень інформативності аналізу серцевого ритму, а у порівнянні із вектором випадкових величин як математичною моделлю ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, уможливлює врахування стохастичної часової динаміки ритму серця.

3. Ґрунтуючись на новій математичній моделі ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, досліджено структуру ймовірнісних характеристик серцевого ритму у сучасних системах кардіодіагностики, що суттєво доповнюють відомі ймовірнісні характеристики векторного ритмокардіосигналу на базі моделі у вигляді вектора нормально розподілених випадкових величини.

РОЗДІЛ 3

МЕТОДИ ФОРМУВАННЯ ТА ОПРАЦЮВАННЯ

РИТМОКАРДІОСИГНАЛІВ ІЗ ПІДВИЩЕНОЮ РОЗДІЛЬНОЮ ЗДАТНІСТЮ

У цьому розділі отримав подальший розвиток метод автоматичного формування із електрокардіосигналу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, який ґрунтується на статистиці Бродського-Дарховського. Розроблено статистичні методи аналізу ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, які ґрунтуються на їх новій математичній моделі у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей. Обґрунтовано множину діагностичних ознак в комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця за векторним ритмокардіосигналом.

Основні результати третього розділу опубліковано в роботах [108, 109].

3.1. Метод автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю із попередньо зареєстрованої електрокардіограми

Одним із важливих початкових етапів аналізу серцевого ритму за ритмокардіограмою із підвищеною роздільною здатністю є процес формування самої ритмокардіограми із електрокардіограми як реалізації первинного циклічного сигналу електричної активності серця. У відомих роботах [12, 105] формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю здійснювався не автоматично, а за допомогою експертів-кардіологів, які цю процедуру виконували вручну, що суттєво знижувало ступінь автоматизації повного процесу аналізу серцевого ритму.

З метою підвищення ступеня автоматизації аналізу серцевого ритму на базі ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю у комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця людини, необхідно обґрунтувати та застосувати метод автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю із попередньо зареєстрованої електрокардіограми, що повністю автоматизує процес аналізу серцевого ритму на основі опрацювання

ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю в сучасних комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця людини. Власне вирішенню цієї задачі і присвячений цей підрозділ дисертації.

Як і у випадку класичної ритмокардіограми, процедура автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю здійснюється у три основні етапи: 1) визначення однотипних фаз, які відповідають межах зон у всіх серцевих циклах зареєстрованої електрокардіограми; 2) детектування однотипних фаз в межах визначених зон, які відповідають максимумам чи мінімумам P-, Q-, R-, S- та T-зубців, відповідно; 3) визначення різниць між моментами часу, які відповідають детектованим однотипним фазам (межам зон та максимумам чи мінімумам зубців) в усіх сусідніх циклах електрокардіосигналу та побудова ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю як дискретної функції, яка задана на множині всіх моментів часу, які відповідають визначеним фазам серцевого циклу, причому значення цієї функції у відповідні моменти часу дорівнюють різниці між моментами часу, які відповідають детектованим однотипним фазам для двох сусідніх циклів електрокардіосигналу (див. рисунок 3.1).

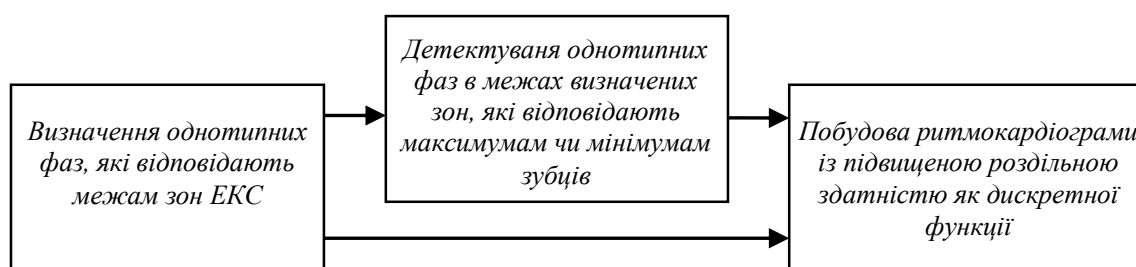


Рис. 3.1. Структурна схема методу формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю

Перший та другий етап методу формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю є найбільш обчислювально складними та вносять найбільший вклад у похибку її автоматичного формування. Детектування однотипних фаз у всіх серцевих циклах зареєстрованої електрокардіограми здійснюється, шляхом її сегментування на цикли та більш дрібні сегменти-зони (наприклад, зубці P, T, U), а

також, за необхідності, – визначення їх екстремальних (максимальних та мінімальних) значень. Існує багато відомих методів та алгоритмів сегментування електрокардіосигналів. Зокрема, поширеними класами алгоритмів сегментування електрокардіосигналів є часові алгоритми, частотно-часові алгоритми на базі хвилькового перетворення та алгоритми на основі використання нейронних мереж [110-114]. Часові алгоритми передбачають аналіз амплітудних характеристик електрокардіосигналу і мають низьку обчислювальну складність їх реалізації. До їх недоліків слід віднести значну чутливість до присутності в досліджуваному електрокардіосигналі артефактів технічного та біологічного походження. Частотно-часові алгоритми на базі хвилькового перетворення характеризуються високою стійкістю до впливу завад, однак мають неоднозначність у виборі оптимальної форми та довжини вікна, у рамках якого аналізується досліджуваний електрокардіосигнал. Використання алгоритмів на основі нейронних мереж дозволяє проводити розв'язання задачі розпізнавання та класифікації виділених діагностичних сегментів під час опрацювання електрокардіосигналу. Ефективність роботи алгоритмів такого класу значною мірою залежить від попередньо проведеного навчання нейронної мережі, а також ефективних методів попереднього опрацювання, оскільки вони чутливі до присутності шуму в електрокардіосигналі.

У даній роботі, для розв'язання задачі сегментації електрокардіосигналу застосовано метод, що розроблено у роботі [115], в основі якого покладено статистику Бродського-Дарховського, яка чутлива до змін математичного сподівання електрокардіосигналу. В даному методі для підвищення точності сегментування електрокардіосигналу на цикли та більш дрібні зони в рамках кожного його циклу, проводиться уточнення попередньо виділених сегментів електрокардіосигналу отриманих на основі статистики Бродського-Дарховського. Структурно-функціональна схема використаного у роботі методу сегментації електрокардіосигналу на основі статистики Бродського-Дарховського та формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю наведено на рисунку 3.2.

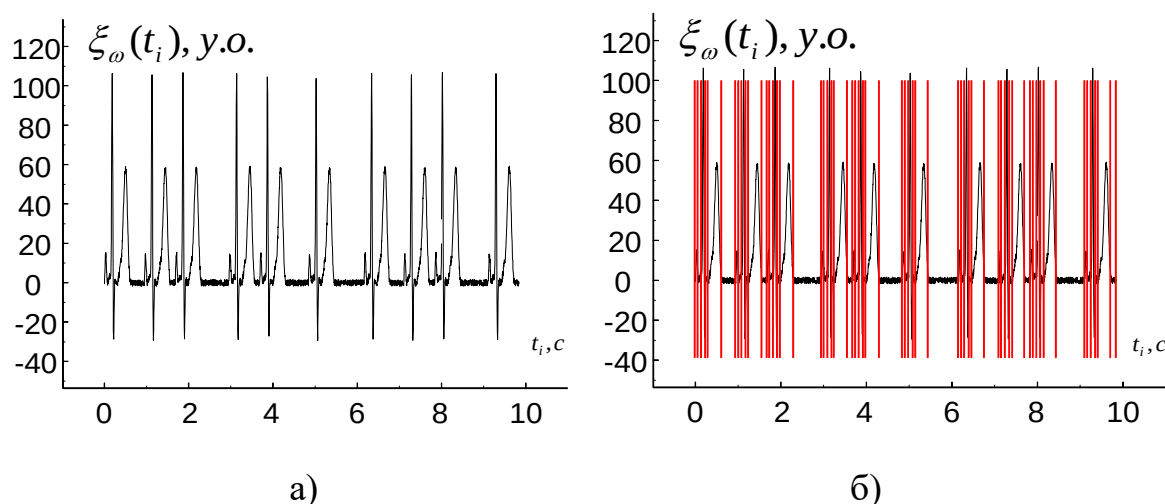


Рис. 3.3. Результати опрацювання: а) декілька циклів досліджуваної електрокардіограми; б) результат її сегментування на базі використаного у роботі методу, в основі якого покладено статистику Бродського-Дарховського

Для порівняння отриманих результатів на основі методу сегментації, в основі якого покладено статистику Бродського-Дарховського, у роботі також було проведено сегментацію електрокардіограми та сформована ритмокардіограма із підвищеною роздільною здатністю із використанням відомого методу сегментації, що ґрунтується на використанні різницевої функції першого порядку. На рисунку 3.4 (а) наведено графік ритмокардіограми, що сформована із застосуванням використаного методу, в основі якого покладено статистику Бродського-Дарховського. На рисунку 3.4 (б) наведено ритмокардіограму, що сформована із застосуванням методу, що ґрунтується на використанні різницевої функції першого порядку [108].

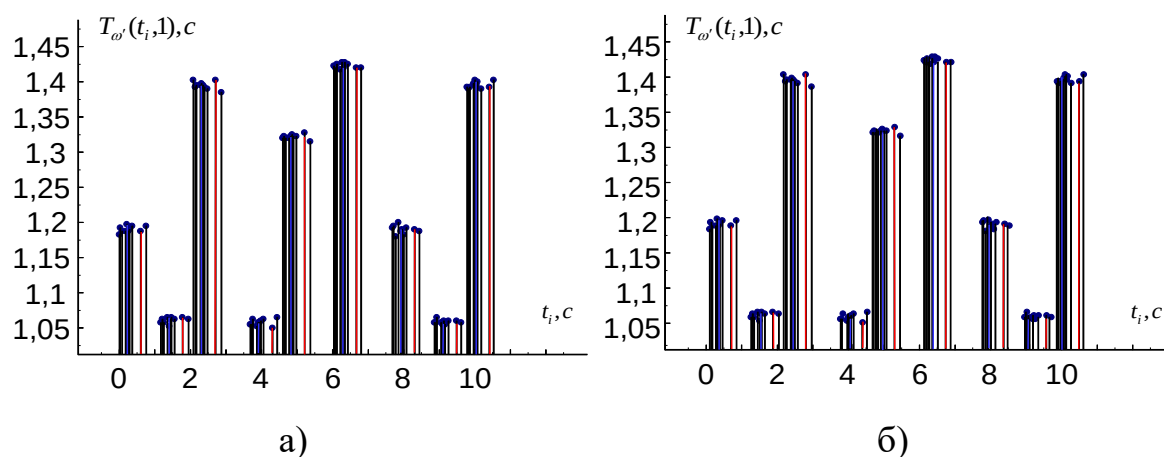


Рис. 3.4. Результати опрацювання: а) ритмокардіограма з підвищеною роздільною здатністю, яка сформована на основі методу сегментування та детектування екстремальних значень зон електрокардіограми, в основі якого покладено статистику Бродського-Дарховського; б) ритмокардіограма з підвищеною роздільною здатністю, яка сформована на основі методу сегментування та детектування екстремальних значень зон електрокардіограми, що ґрунтується на використанні різницевої функції першого порядку

На рисунку 3.5 (а) подано графіки відносних похибок формування відліків ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю, які відповідають R-R-інтервалам та отримані на основі методу сегментування та детектування екстремальних значень зон електрокардіограми, що ґрунтується на статистиці Бродського-Дарховського (позначені на графіку жирними крапками) та на основі методу, що ґрунтується на використанні різницевої функції першого порядку (позначені на графіку трикутниками). На рисунку 3.5 (б) подано графіки відносних похибок формування відліків ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю, які відповідають T-T-інтервалам, та отримані на основі методу сегментування та детектування екстремальних значень зон електрокардіограми, що ґрунтується на статистиці Бродського-Дарховського (позначені на графіку жирними крапками) та на основі методу, що ґрунтується на використанні різницевої функції першого порядку (позначені на графіку трикутниками) [108].

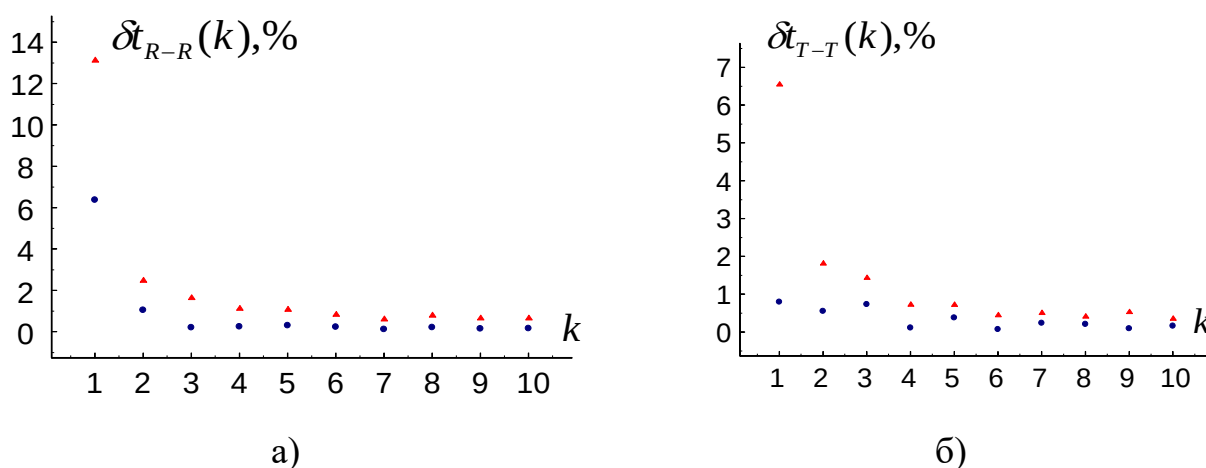


Рис. 3.5. Результати опрацювання: а) графіки відносних похибок формування відліків ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю, які відповідають R–R–інтервалам електрокардіограми; б) графіки відносних похибок формування відліків ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю, які відповідають T–T–інтервалам електрокардіограми

Аналізуючи графіки відносних похибок формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю, що подані на рисунку 3.5, можна стверджувати, що метод автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю, який ґрунтується на статистиці Бродського-Дарховського, має вищу точність у порівнянні із аналогічним методом, що ґрунтується на використанні різницевої функції першого порядку.

3.2. Перевірка статистичної гіпотези про стаціонарність складових векторного ритмокардіосигналу

У другому розділі дисертаційної роботи було розроблено математичну модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, а також як діагностичні ознаки в інформаційних системах аналізу серцевого ритму запропоновано використовувати ймовірнісні характеристики цього вектора. Для обґрунтованого та адекватного застосування такої моделі необхідно здійснити верифікацію моделі, а саме, експериментально підтвердити статистичну

узгодженість реєстрограм ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю із гіпотезою стаціонарності компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$.

При перевірці гіпотези про стаціонарність компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$ та при використанні відповідних статистичних оцінок їх ймовірнісних характеристик будемо припускати їх ергодичність та ергодичну пов'язаність. Це припущення є необхідним для обґрунтування можливості проведення статистичного оцінювання ймовірнісних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю лише за однією довгою його реалізацією - ритмокардіограмою, яка сформована із багатоциклової електрокардіограми згідно із методом автоматичного формування, що описаний у підрозділі 3.1. Власне таке дослідження на предмет перевірки гіпотези про стаціонарність вектора $\Xi_L(\omega', m)$ випадкових послідовностей ґрунтується на роботах [12, 105].

Було проведено перевірку статистичних гіпотез про стаціонарність за математичним сподіванням та дисперсією компонент векторного ритмокардіосигналу, а саме, перевірено статистичні гіпотези про інваріантність математичного сподівання та дисперсії компонент векторного ритмокардіосигналу, шляхом застосування відомих статистичних критеріїв перевірки на рівність математичних сподівань та дисперсій двох випадкових величин, що репрезентуються своїми вибірками (як вибірки було взято дві однакові за кількістю елементів ділянки кожної компонент векторного ритмокардіосигналу). Як статистичний критерій перевірки гіпотез про стаціонарність було використано критерій Ст'юдента (для математичного сподівання компоненти векторного ритмокардіосигналу) та Фішера (для дисперсії компоненти векторного ритмокардіосигналу) [116-118]. Результати 13 із 15 проведених тестів із рівнем довіри 0.95 вказують на несуперечність гіпотези про стаціонарність компонент векторного ритмокардіосигналу, що можна вважати верифікацією нової математичної моделі ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей.

3.3. Методи статистичного оцінювання ймовірнісних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю

Подамо формули, які репрезентують збіжність у середньоквадратичному сенсі відповідних статистичних оцінок до оцінюваних ймовірнісних характеристик вектора $\Xi_L(\omega', m) = \left\{ T_l(\omega', m), \omega' \in \Omega', l = \overline{1, L}, m \in \mathbf{Z} \right\}$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей.

Оцінка, що збігається у середньоквадратичному сенсі до функції розподілу $F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p)$ порядку p ($p \in \mathbf{N}$) вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей [109]:

$$F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p) = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K \prod_{j=1}^p H(x_j - T_{l_j}(\omega', m_j + k)), \quad (3.3)$$

$$x_1, \dots, x_p \in \mathbf{R}, m_1, \dots, m_p \in \mathbf{Z}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}.$$

Функція $H(x) = \begin{cases} 1, & x \geq 0, \\ 0, & x < 0. \end{cases}$ є функцією Хевісайда, яка є індикатором

невід'ємного числа.

Зокрема, якщо у формулі (3.3) $p=1$, тобто $l_1 = l_2 = \dots = l_p = l$, то матимемо одновимірну $F_{1_{T_l}}(x) = F_{1_{T_l}}(x, m)$ автофункцію розподілу стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$, для якої із формули (3.3) слідує збіжність у середньоквадратичному сенсі:

$$F_{1_{T_l}}(x) = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K H(x - T_l(\omega', k)), x \in \mathbf{R}, l \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}. \quad (3.4)$$

Оцінка, що збігається у середньоквадратичному сенсі до змішаної початкової моментної функції порядку $s = \sum_{j=1}^p s_j$ [109]:

$$c_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1, \dots, m_p) = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K T_{l_1}^{s_1}(\omega', m_1 + k) \dots T_{l_p}^{s_p}(\omega', m_p + k),$$

$$m_1, \dots, m_p \in \mathbf{Z}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}. \quad (3.5)$$

Якщо $s=2$ та $p=2$, то із формули (3.5) слідує така збіжність у середньоквадратичному сенсі для коваріаційної функції $c_{s_{T_{l_1} T_{l_2}}}(m_1, m_2)$ двох стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей $T_{l_1}(\omega', m)$ та $T_{l_2}(\omega', m)$, які описують часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для l_1 -ї та l_2 -ї його фаз, а саме:

$$c_{2_{T_{l_1} T_{l_2}}}(m_1, m_2) = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K T_{l_1}(\omega', m_1 + k) \cdot T_{l_2}(\omega', m_2 + k),$$

$$m_1, m_2 \in \mathbf{Z}, l_1, l_2 \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}. \quad (3.6)$$

Якщо в формулі (3.5) $p=1$, тобто $l_1 = l_2 = \dots = l_p = l$, то матимемо збіжність оцінки у середньоквадратичному сенсі до одновимірної початкової моментної функції $c_{s_{T_l}}(m)$ s -го порядку, яка для стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$ є константою $c_{s_{T_l}} = c_{s_{T_l}}(m)$ (початковий момент s -го порядку), а саме:

$$c_{s_{T_l}} = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K T_l^s(\omega', k), l \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.7)$$

Якщо в формулі (3.7) $s=1$, то матимемо збіжність оцінки у середньоквадратичному сенсі до початкового моменту першого порядку $c_{1_{T_l}} = c_{1_{T_l}}(m)$ (математичного сподівання) стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$, а саме:

$$c_{1_{T_l}} = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K T_l(\omega', k), l \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.8)$$

Оцінка, що збігається у середньоквадратичному сенсі до змішаної центральної моментної функції порядку $s = \sum_{j=1}^p s_j$ [109]:

$$r_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1, \dots, m_p) = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K \left(T_{l_1}(\omega', m_1 + k) - c_{1_{T_{l_1}}} \right)^{s_1} \dots \left(T_{l_p}(\omega', m_p + k) - c_{1_{T_{l_p}}} \right)^{s_p},$$

$$m_1, \dots, m_p \in \mathbf{Z}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}. \quad (3.9)$$

Якщо $s=2$ та $p=2$, то із формули (3.9) слідує така збіжність у середньоквадратичному сенсі для кореляційної функції $r_{s_{T_{l_1} T_{l_2}}}(m_1, m_2)$ двох стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей $T_{l_1}(\omega', m)$ та $T_{l_2}(\omega', m)$, які описують часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для l_1 -ї та l_2 -ї його фаз, а саме:

$$r_{2_{T_{l_1} T_{l_2}}}(m_1, m_2) = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K \left(T_{l_1}(\omega', m_1 + k) - c_{1_{T_{l_1}}} \right) \cdot \left(T_{l_2}(\omega', m_2 + k) - c_{1_{T_{l_2}}} \right),$$

$$m_1, m_2 \in \mathbf{Z}, l_1, l_2 \in \left\{ \overline{1, L} \right\}, k \in \mathbf{Z}. \quad (3.10)$$

Якщо в формулі (3.9) $s=2$ та $p=1$, тобто $l_1=l_2=\dots=l_p=l$, то матимемо збіжність оцінки у середньоквадратичному сенсі до дисперсії $r_{2_{T_l}}$ стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$, а саме:

$$r_{2_{T_l}} = \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{2K+1} \sum_{k=-K}^K \left(T_l(\omega', k) - c_{1_{T_l}} \right)^2, l \in \{ \overline{1, L} \}. \quad (3.11)$$

Наведені вище формули відображають збіжність у середньоквадратичному сенсі статистичних оцінок до відповідних ймовірносних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, а, отже, дані статистичні оцінки є слушними.

Оскільки в реальних комп'ютерних системах аналізу серцевого ритму завжди реєструється скінченна кількість циклів електрокардіосигналу, то цей факт необхідно врахувати і при статистичному оцінюванні ймовірнісних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю. А саме, статистичне оцінювання ймовірнісних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю полягає в отриманні реалізацій статистичних оцінок, які можуть бути прийняті за наближення до відповідних ймовірносних характеристик досліджуваного ритмокардіосигналу.

Запишемо вирази для обчислення реалізацій відповідних статистичних оцінок ймовірнісних характеристик вектора $\Xi_L(\omega', m) = \left\{ T_l(\omega', m), \omega' \in \Omega', l = \overline{1, L}, m \in \mathbf{Z} \right\}$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей у випадку, коли задана деяка довга його реалізація $\Xi_{L_{\omega'}}(m) = \left\{ T_{l_{\omega'}}(m), l = \overline{1, L}, m = \overline{1, M} \right\}$, де M - кількість зареєстрованих повних циклів електрокардіосигналу із якого сформовано ритмокардіосигнал із підвищеною роздільною здатністю.

Вираз для обчислення реалізації статистичної оцінки функції розподілу $F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p)$ порядку p ($p \in \mathbf{N}$) вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей має вигляд [109]:

$$\hat{F}_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1} \prod_{j=1}^p H(x_j - T_{l_{j\omega'}}(m_j + k)),$$

$$x_1, \dots, x_p \in \mathbf{R}, m_1, \dots, m_p \in \left\{ \overline{1, M_1} \right\}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.12)$$

де M_1 ($M_1 \ll M$) – максимальне значення аргументів $m_1, \dots, m_p$, що вибирається у залежності від кількості усереднень в реалізації статистики, щоб забезпечити необхідний рівень точності та достовірності статистичного оцінювання.

Зокрема, якщо у формулі (3.12) $p=1$, тобто $l_1 = l_2 = \dots = l_p = l$, то матимемо вираз для обчислення реалізації статистичної оцінки $\hat{F}_{l_{T_l}}(x)$ одновимірної автофункції розподілу $F_{l_{T_l}}(x)$ стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$, а саме:

$$\hat{F}_{l_{T_l}}(x) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1} H(x - T_{l_{\omega'}}(k)), x \in \mathbf{R}, l \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.13)$$

Вираз для обчислення реалізації статистичної оцінки змішаної початкової моментної функції порядку $s = \sum_{j=1}^p s_j$ матиме вигляд:

$$\hat{c}_{s_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}}(m_1, \dots, m_p) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1} T_{l_{1\omega'}}^{s_1}(m_1 + k) \cdot \dots \cdot T_{l_{p\omega'}}^{s_p}(m_p + k),$$

$$m_1, \dots, m_p \in \left\{ \overline{1, M_1} \right\}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.14)$$

Якщо $s=2$ та $p=2$, то із формули (3.14) слідує вираз для обчислення реалізації статистичної оцінки $\hat{c}_{s_{T_{l_1}T_{l_2}}}(m_1, m_2)$ коваріаційної функції $c_{s_{T_{l_1}T_{l_2}}}(m_1, m_2)$ двох стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей $T_{l_1}(\omega', m)$ та $T_{l_2}(\omega', m)$, які описують часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для l_1 -ї та l_2 -ї його фаз, а саме:

$$\hat{c}_{2_{T_{l_1}T_{l_2}}}(m_1, m_2) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1} T_{l_1\omega'}(m_1 + k) \cdot T_{l_2\omega'}(m_2 + k),$$

$$m_1, m_2 \in \left\{ \overline{1, M_1} \right\}, l_1, l_2 \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.15)$$

Якщо в формулі (3.14) $p=1$, тобто $l_1 = l_2 = \dots = l_p = l$, то отримаємо вираз для обчислення реалізації статистичної оцінки $\hat{c}_{s_{T_l}}$ початкового моменту s -го порядку $c_{s_{T_l}}$ стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$, а саме:

$$\hat{c}_{s_{T_l}} = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1} T_{l\omega'}^s(k), l \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.16)$$

Якщо в формулі (3.16) $s=1$, то отримаємо вираз для обчислення реалізації статистичної оцінки $\hat{c}_{1_{T_l}}$ початкового моменту першого порядку $c_{1_{T_l}}$ (математичного сподівання) стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$, а саме:

$$\hat{c}_{1_{T_l}} = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1} T_{l\omega'}(k), l \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.17)$$

Вираз для обчислення реалізації статистичної оцінки змішаної центральної моментної функції порядку $s = \sum_{j=1}^p s_j$ матиме такий вигляд [109]:

$$\hat{r}_{s_{T_1 \dots T_p}}(m_1, \dots, m_p) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1+1} \left(T_{l_1 \omega'}(m_1 + k) - \hat{c}_{1_{T_1}} \right)^{s_1} \dots \left(T_{l_p \omega'}(m_p + k) - \hat{c}_{1_{T_p}} \right)^{s_p},$$

$$m_1, \dots, m_p \in \left\{ \overline{1, M_1} \right\}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.18)$$

Якщо $s=2$ та $p=2$, то із формули (3.18) слідує вираз для обчислення реалізації статистичної оцінки кореляційної функції $r_{s_{T_1 T_2}}(m_1, m_2)$ двох стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей $T_{l_1}(\omega', m)$ та $T_{l_2}(\omega', m)$, які описують часові відстані між однофазними відліками електрокардіосигналу для l_1 -ї та l_2 -ї його фаз, а саме:

$$\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(m_1, m_2) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1} \left(T_{l_1 \omega'}(m_1 + k) - \hat{c}_{1_{T_1}} \right) \cdot \left(T_{l_2 \omega'}(m_2 + k) - \hat{c}_{1_{T_2}} \right),$$

$$m_1, m_2 \in \left\{ \overline{1, M_1} \right\}, l_1, l_2 \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.19)$$

Оскільки для стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей кореляційні функції є функціями лише від одного цілочисельного аргументу u , який дорівнює $u = m_1 - m_2$, то і їх статистичні оцінки також залежать лише від одного аргументу u . У цьому разі, якщо припустити ергодичність стаціонарних компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$, то формула (3.19) набуде такого вигляду:

$$\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u) = \hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(m_1 - m_2) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \sum_{k=0}^{M-M_1} \left(T_{l_1 \omega'}(k) - \hat{c}_{1_{T_1}} \right) \cdot \left(T_{l_2 \omega'}(k + u) - \hat{c}_{1_{T_2}} \right),$$

$$u = \overline{0, M_1 - 1}, m_1, m_2 \in \left\{ \overline{1, M_1} \right\}, l_1, l_2 \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.20)$$

Якщо в формулі (3.20) $u = 0$, а $l_1 = l_2 = l$, то матимемо вираз для обчислення реалізації оцінки дисперсії $r_{2_{T_l}}$ стаціонарної випадкової послідовності $T_l(\omega', m)$, а саме:

$$\hat{r}_{2_{T_l}} = \frac{1}{M-1} \sum_{k=1}^M \left(T_l(\omega', k) - c_{1_{T_l}} \right)^2, l \in \left\{ \overline{1, L} \right\}. \quad (3.21)$$

3.4. Перевірка статистичних гіпотез про нормальність компонент векторного ритмокардіосигналу

Найбільш повну інформацію про ймовірнісні характеристики ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю містить сімейство функцій

розподілу $\left\{ F_{p_{T_{l_1} \dots T_{l_p}}} (x_1, \dots, x_p, m_1, \dots, m_p), p \in \mathbb{N}, l_1, \dots, l_p \in \left\{ \overline{1, L} \right\} \right\}$ вектора $\Xi_L(\omega', m)$

стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, а всі решта ймовірнісні характеристики (змішані, центральні, початкові моментні функції різних порядків) є похідними від цього сімейства. Однак, зважаючи на високу обчислювальну складність методів статистичного оцінювання багатовимірних функцій розподілу вектора $\Xi_L(\omega', m)$, необхідно дослідити ритмокардіосигнали із підвищеною роздільною здатністю на предмет обґрунтування їх типів розподілу, зокрема, перевірити статистичну гіпотезу про нормальність (гаусовість) стаціонарних компонент вектора, що у випадку її підтвердження, дасть змогу застосовувати модель досліджуваної ритмокардіограми у рамках спектрально-кореляційної теорії, а саме замість громіздкого, обчислювально складного оцінювання функцій розподілу, застосовувати обчислювально простіші процедури оцінювання спектрально-кореляційних характеристик ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю.

Перевіримо гіпотезу про нормальність закону розподілу компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$. Для цього застосуємо критерій згоди Пірсона (χ^2 -тест) [116-118], що дає змогу встановити узгодженість (чи неузгодженість) емпіричного та теоретичного

розподілів компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$. Емпіричний розподіл компонент вектора $\Xi_L(\omega', m) = \left\{ T_l(\omega', m), \omega' \in \Omega', l = \overline{1, L}, m = \overline{1, M} \right\}$, оцінюється шляхом побудови гістограм. А саме, інтервал у який попадають усі значення реалізації $T_{l_{\omega'}}(m)$ l -ї компоненти $T_l(\omega', m)$ розбивається на I підінтервалів $\left\{ (S_i^l, S_{i+1}^l), i = \overline{1, I} \right\}$ з тривалостями $\left\{ \Delta_i^l = S_{i+1}^l - S_i^l, i = \overline{1, I} \right\}$ та для кожного інтервалу S_i^l обчислюється число h_i^l (емпірична частота), яке дорівнює відношенню кількості значень реалізації $T_{l_{\omega'}}(m)$ l -ї компоненти $T_l(\omega', m)$, що попали в інтервал Δ_i^l , до їх загальної кількості M , а саме:

$$h_i^l = \frac{n_i^l}{\Delta_i^l \cdot M}, i = \overline{1, I}, l = \overline{1, L}. \quad (3.22)$$

Множину пар $\left\{ (\Delta_i^l, h_i^l), i = \overline{1, I} \right\}$ для реалізації $T_{l_{\omega'}}(m)$ l -ї компоненти $T_l(\omega', m)$

можна подати або у вигляді таблиці 3.1, або у графічному вигляді як гістограму.

Таблиця 3.1

Інтервал	Δ_1^l	...	Δ_i^l	...	Δ_I^l
Частота	h_1^l	...	h_i^l	...	h_I^l

У критерії χ^2 -квадрат як міру відхилення емпіричної частоти h_i^l від відповідної теоретичної ймовірності p_i^l використовується величина

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^I \frac{\left(\frac{h_i^l}{M} - p_i^l \right)^2}{p_i^l}. \quad (3.23)$$

Величина χ^2 у виразі (3.23) є випадковою величиною, розподіл якої при $M \rightarrow \infty$, буде прямувати до χ^2 - розподілу $P_q(x)$, що залежить від параметру q , який називають числом степенів вільності, що дорівнює:

$$q = I - s - 1, \quad (3.24)$$

де s - кількість параметрів теоретичного розподілу, відносно якого здійснюється перевірка гіпотези про узгодженість емпіричного та теоретичного розподілів. У випадку нормальної розподіленості стаціонарних компонент вектора $\Xi_L(\omega', m)$ $s = 2$.

Застосування χ^2 -тесту передбачає попереднє задання деякого рівня значимості α (наприклад, $\alpha = 0.01$; $\alpha = 0.05$), що уможливило обчислення квантилю $\chi_{q\alpha}^2$ розподілу χ^2 для заданого α та q . Якщо значення χ^2 , обчислене за формулою (3.23), більше $\chi_{q\alpha}^2$, то вважається, що теоретичний розподіл (наприклад, нормальний) погано узгоджується із результатами спостережень при заданому рівні значимості α . І навпаки, якщо обчислене значення χ^2 менше $\chi_{q\alpha}^2$, то вважається, що теоретичний та емпіричний розподіли добре між собою узгоджуються.

Для отримання вірогідного результату перевірки на нормальність закону розподілу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, було опрацьовано реалізацію електрокардіосигналу у другому відведенні, яка містила 245 серцевих циклів та породжувалася роботою серця пацієнта із умовною нормою. Із зареєстрованої електрокардіограми згідно із методом автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною точністю, який описано у підрозділі 3.1, отримано

реалізацію $\Xi_{4_{\omega'}}(m) = \left\{ T_{l_{\omega'}}(m), l = \overline{1,4}, m = \overline{1,245} \right\}$ чотири компонентного вектора

$\Xi_4(\omega', m) = \left\{ T_l(\omega', m), \omega' \in \Omega', l = \overline{1,4}, m = \overline{1,245} \right\}$ стаціонарних та стаціонарно

пов'язаних випадкових послідовностей. Перша компонента $T_1(\omega', m)$ цього вектора є випадковою стаціонарною послідовністю, що описує тривалості P зубців в електрокардіосигналі для всіх його 245 зареєстрованих циклів. Графік реалізації $T_{1_{\omega'}}(m)$ цієї компоненти подано на рисунку 3.6. Друга компонента $T_2(\omega', m)$ цього вектора є випадковою стаціонарною послідовністю, що описує тривалості R зубців в електрокардіосигналі. Графік реалізації $T_{2_{\omega'}}(m)$ другої компоненти подано на рисунку 3.7 [109]. Третя компонента $T_3(\omega', m)$ цього вектора є випадковою стаціонарною послідовністю, що описує тривалості T зубців в електрокардіосигналі. Графік реалізації $T_{3_{\omega'}}(m)$ третьої компоненти подано на рисунку 3.8. Четверта компонента $T_4(\omega', m)$ цього вектора є випадковою стаціонарною послідовністю, що описує тривалості $R-R$ -інтервалів в електрокардіосигналі. Графік реалізації $T_{4_{\omega'}}(m)$ четвертої компоненти подано на рисунку 3.9.

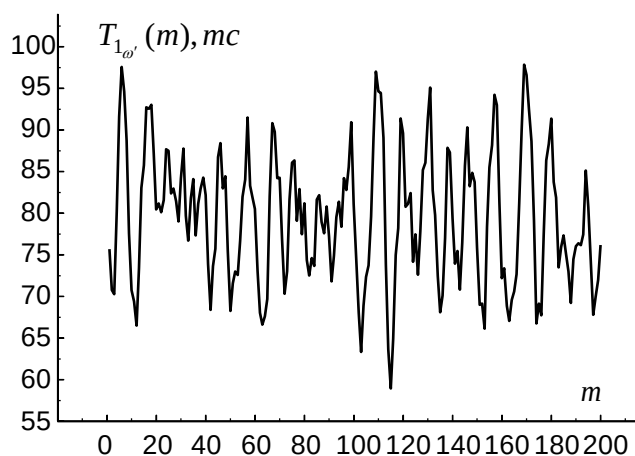


Рис. 3.6. Графік реалізації $T_{1_{\omega'}}(m)$ першої компоненти $T_1(\omega', m)$, що описує тривалості P -зубців в електрокардіосигналі

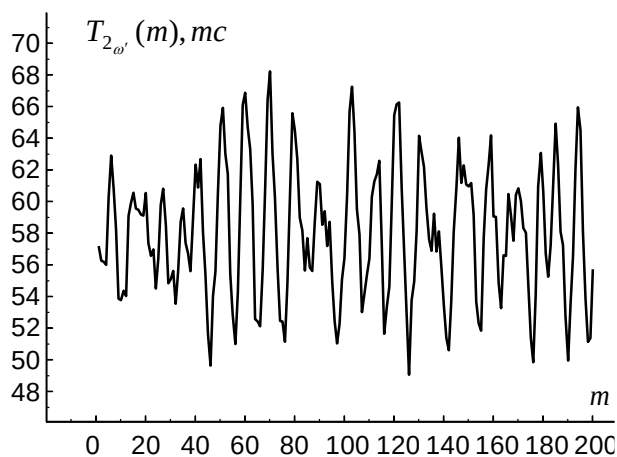


Рис. 3.7. Графік реалізації $T_{2\omega'}(m)$ другої компоненти $T_2(\omega', m)$, що описує тривалості R -зубців в електрокардіосигналі

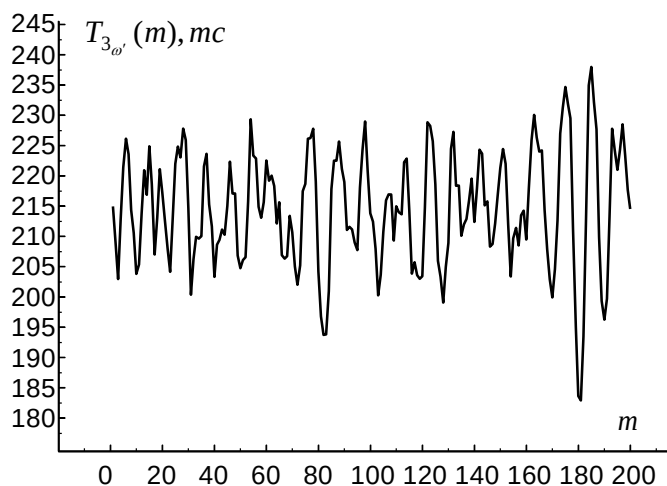


Рис. 3.8. Графік реалізації $T_{3\omega'}(m)$ третьої компоненти $T_3(\omega', m)$, що описує тривалості T -зубців в електрокардіосигналі

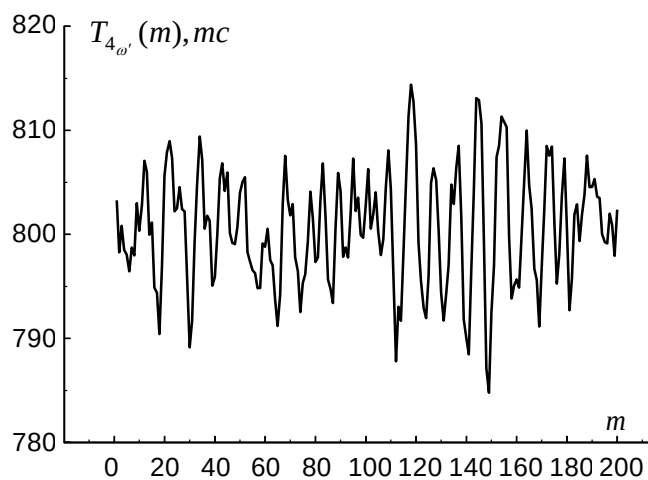


Рис. 3.9. Графік реалізації $T_{4\omega'}(m)$ четвертої компоненти $T_4(\omega', m)$, що описує тривалості $R-R$ -інтервалів в електрокардіосигналі

Число ступенів свободи було вибрано рівним $q=7$, рівень значимості $\alpha=0.05$, і, відповідно квантиль χ^2 -розподілу з q ступенями свободи $\chi^2_{0.95,7}=14.07$ [118]. На рисунках 3.10 - 3.12 подано гістограми для реалізацій $T_{1_{\omega'}}(m)$, $T_{2_{\omega'}}(m)$, $T_{3_{\omega'}}(m)$ та $T_{4_{\omega'}}(m)$ відповідних чотирьох стаціонарних компонент вектора $\Xi_4(\omega', m)$ [109].

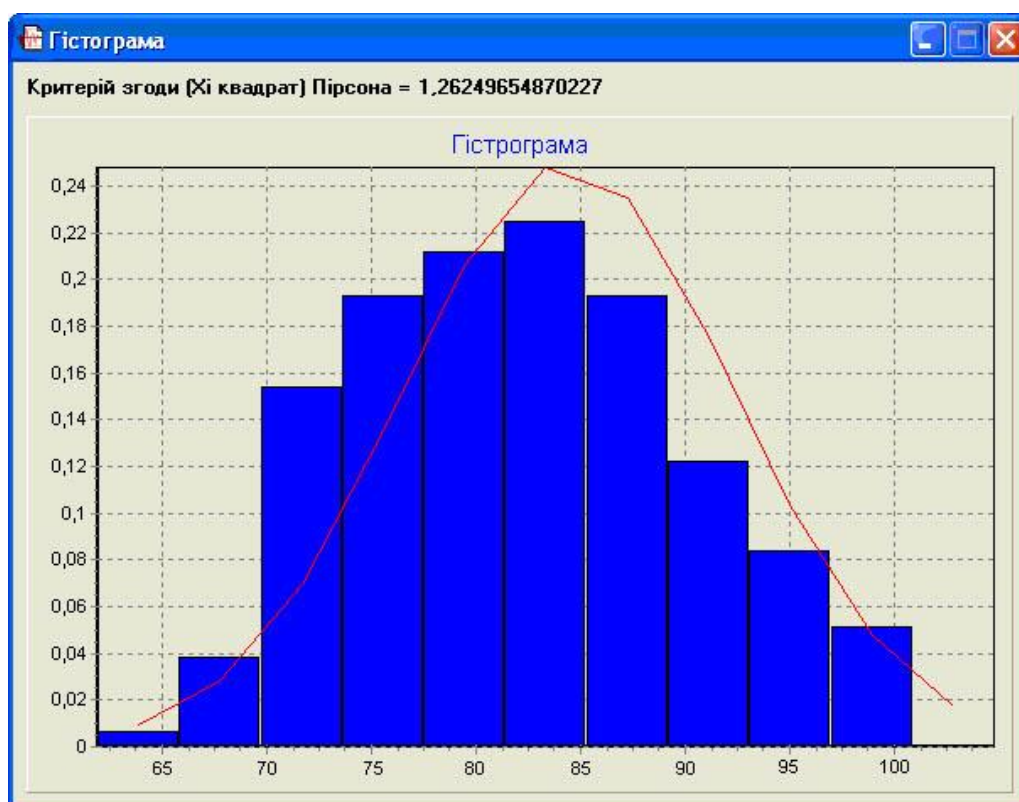


Рис. 3.10. Гістограма для першої компоненти $T_1(\omega', m)$, що описує тривалості P -зубців в електрокардіосигналі

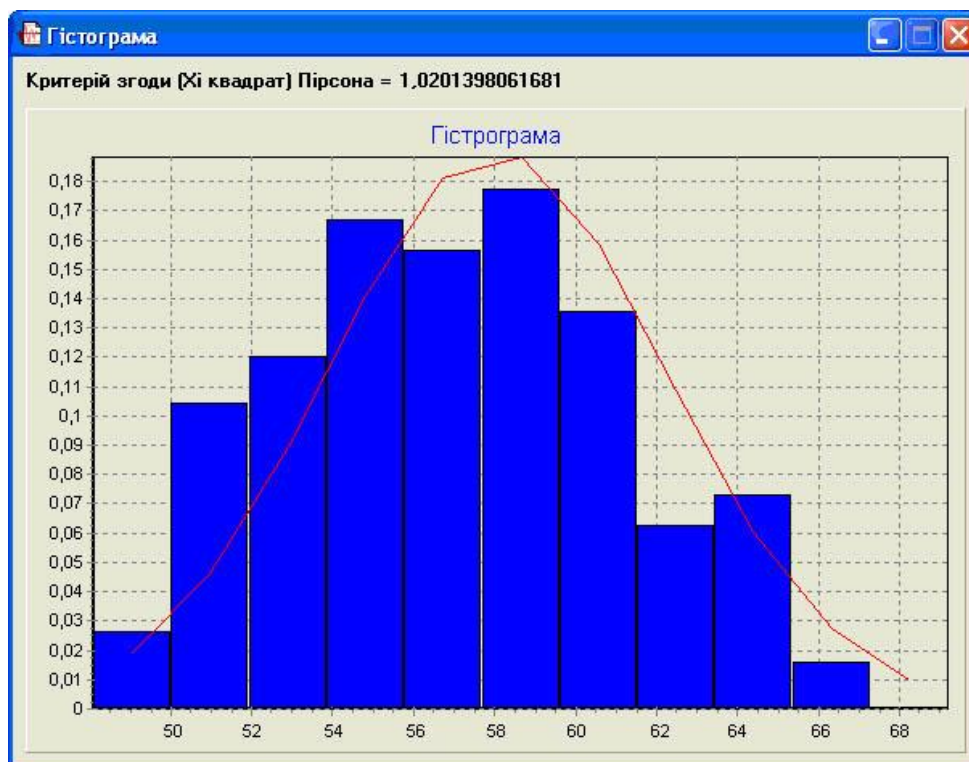


Рис. 3.11. Гістограма для другої компоненти $T_2(\omega', m)$, що описує тривалості R -зубців в електрокардіосигналі

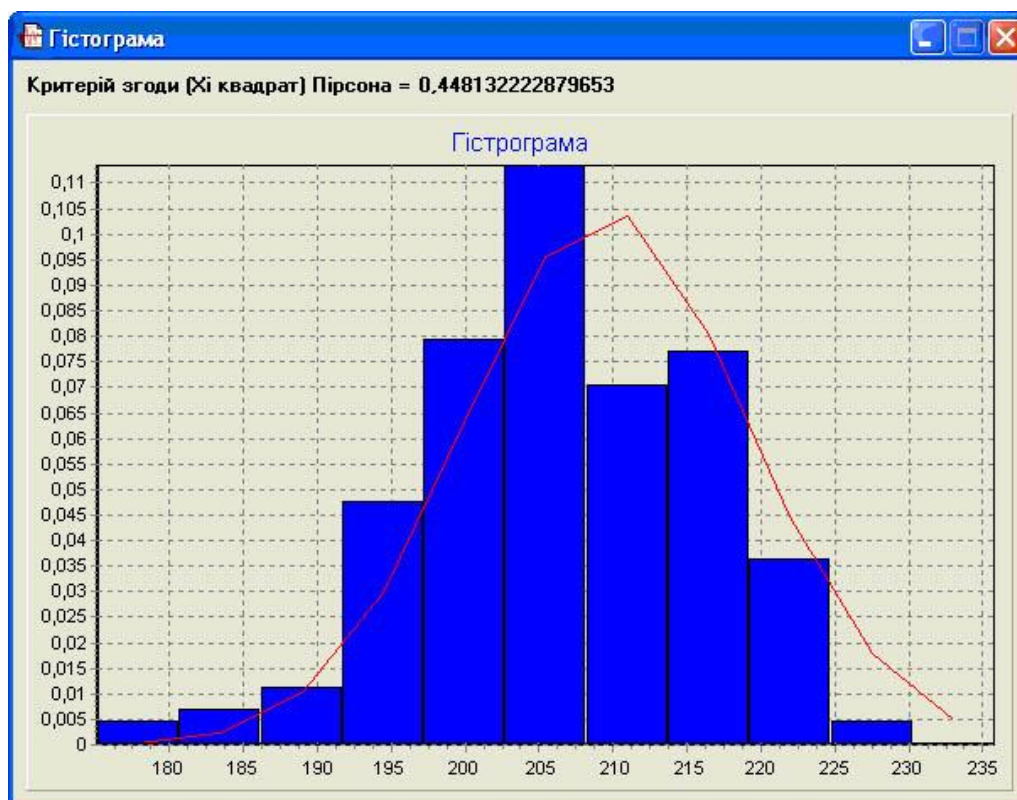


Рис. 3.12. Гістограма для третьої компоненти $T_3(\omega', m)$, що описує тривалості T -зубців в електрокардіосигналі

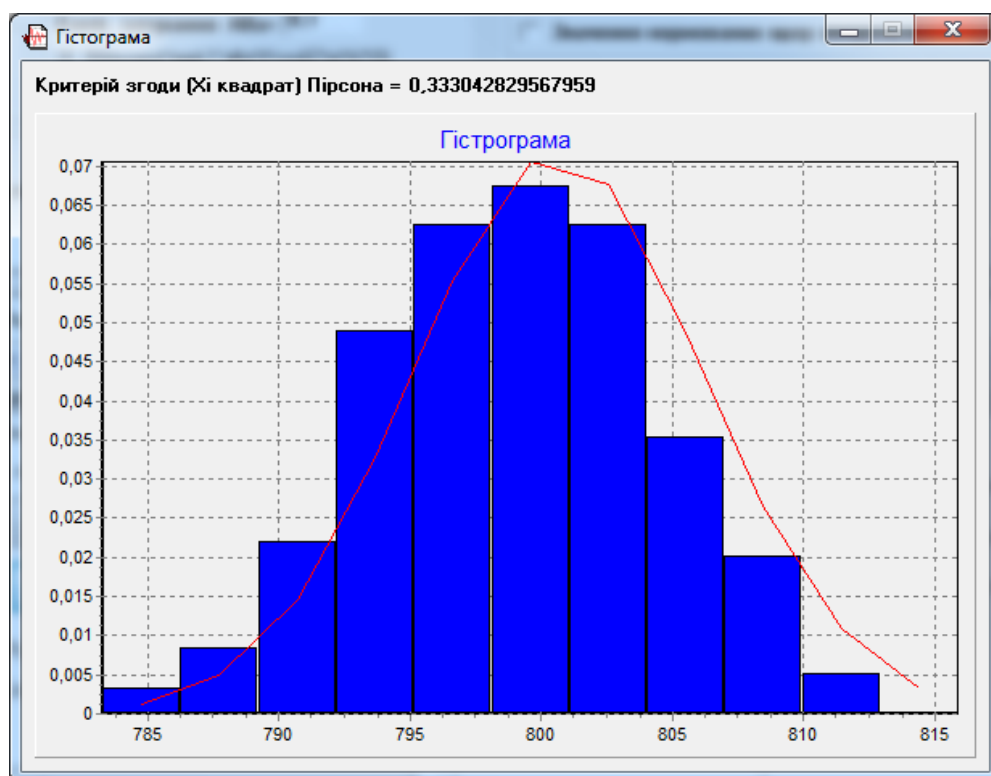


Рис. 3.13. Гістограма для четвертої компоненти $T_4(\omega', m)$, що описує тривалості R - R -інтервалів в електрокардіосигналі

У таблиці 3.2 подано результати застосування χ^2 -тесту щодо перевірки на нормальність закону розподілу трьох стаціонарних компонент вектора $\Xi_4(\omega', m)$, що задають ритмокардіосигнал із підвищеною роздільною здатністю.

Таблиця 3.2

Номер стаціонарної компоненти	Значення квантилю $\chi^2_{q\alpha}$ при $\alpha = 0.05$ та $q = 7$	Значення реалізації випадкової величини χ^2	Результат перевірки гіпотези
1	14,067	1.26	$\chi^2 < \chi^2_{q\alpha}$ (гіпотезу підтверджено)
2	14,067	1.02	$\chi^2 < \chi^2_{q\alpha}$

			(гіпотезу підтверджено)
3	14,067	0,44	$\chi^2 < \chi_{q\alpha}^2$ (гіпотезу підтверджено)
4	14,067	0,33	$\chi^2 < \chi_{q\alpha}^2$ (гіпотезу підтверджено)

Таким чином, на основі результатів перевірки гіпотези про нормальність розподілу стаціонарних компонент випадкового вектора $\Xi_L(\omega', m)$ за критерієм згоди Пірсона, встановлено, що ці результати не суперечать гіпотезі про нормальність його розподілу. Нормальність розподілу вектора $\Xi_L(\omega', m)$ є підставою для обґрунтування діагностичних ознак в системах аналізу серцевого ритму за ритмокардіограмою із підвищеною роздільною здатністю у рамках спектрально-кореляційної теорії, що суттєво знижує обчислювальну складність такого аналізу. У такому разі, для оцінювання ймовірнісної структури вектора $\Xi_L(\omega', m)$ стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей достатньо здійснити статистичне оцінювання лише вектора $\mathbf{C}_L^1 = \left\{ c_{1_{T_l}}, l = \overline{1, L} \right\}$ його математичних сподівань згідно із формулою (3.17) та матрицю кореляційних функцій $\mathbf{R}_T = \left[r_{2_{T_{l_1} T_{l_2}}} (u), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right]$ згідно із формулою (3.20).

3.5. Обґрунтований вибір діагностичних ознак в системах аналізу серцевого ритму за ритмокардіосигналами із підвищеною роздільною здатністю

Важливим етапом розробки інформаційних систем аналізу серцевого ритму є обґрунтований вибір множини діагностичних ознак, за якими буде здійснюватися

автоматизована процедура прийняття діагностичних рішень. До такої множини діагностичних ознак, переважно, висувають дві вимоги. Першою вимогою є вимога інформативності множини діагностичних ознак, а другою – вимога мінімальності їх кількості.

Перша вимога, що стосується інформативності діагностичних ознак полягає у спроможності за цими ознаками розрізняти різні стани досліджуваної системи. Така інформативність діагностичних ознак визначається двома їх характеристиками, а саме, чутливістю діагностичних ознак до зміни стану регулятивних механізмів серцево-судинної системи та організму в цілому, а також нечутливістю до різного роду неінформативних шумових факторів (завад), які завжди присутні в ритмокардіосигналі. Одним із можливих кількісних індикаторів інформативності діагностичних ознак є відношення середньої відстані між діагностичними класами (навчаючими сукупностями) та середнім діаметром відповідних класів, що відповідають різним станам серцево-судинної системи у метричному просторі діагностичних ознак. Якщо таке відношення є значним, то компоненти вектора діагностичних ознак вважаються інформативними.

Вимога мінімальної кількості діагностичних ознак забезпечує мінімальну розмірність простору діагностичних ознак, що, як наслідок, забезпечує мінімальну обчислювальну складність алгоритмів прийняття діагностичних рішень.

Проведемо обґрунтування множини діагностичних ознак для оцінювання стану регулятивних механізмів серцево-судинної системи та організму в цілому, а саме, такої сукупності діагностичних ознак, які, з однієї сторони, є інформативними, а із іншої - мають мінімальну кількість (обсяг). Зосередимо увагу на процедурі забезпечення мінімальності обсягу сукупності діагностичних ознак за ритмокардіосигналом із підвищеною роздільною здатністю.

Оскільки раніше було підтверджено гіпотезу про нормальність розподілу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, то, як описано вище, початковою сукупністю діагностичних ознак є числовий вектор $\hat{\mathbf{C}}_L^1 = \left\{ \hat{c}_{1_{T_l}}, l = \overline{1, L} \right\}$

точкових оцінок математичних сподівань, які обчислюються згідно із виразом

(3.17) та матриця оцінок кореляційних функцій $\hat{\mathbf{R}}_T = \left[\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right]$, які обчислювалися згідно із формулою (3.20). Одним із очевидних шляхів зменшення кількості діагностичних ознак за ритмокардіосигналом є врахування факту симетричності ($\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u) = \hat{r}_{2_{T_2 T_1}}(u), l_1, l_2 = \overline{1, L}$) матриці оцінок кореляційних функцій $\hat{\mathbf{R}}_T = \left[\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right]$, що вказує на достатність оцінювання лише тих елементів матриці $\hat{\mathbf{R}}_T$, які лежать на її діагоналі та вище діагоналі, а саме, такої упорядкованої сукупності $\hat{\mathbf{R}}_T = \left[\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{l_1, L} \right]$. На діагоналі цієї матриці, коли $l_1 = l_2$, розміщені оцінки автокореляційних функцій, а елементи матриці $\hat{\mathbf{R}}_T$, які розміщені над її діагоналлю, тобто, коли $l_1 < l_2$, є оцінками взаємокореляційних функцій.

Тому матрицю $\hat{\mathbf{R}}_T = \left[\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right]$, не втративши інформативності, можна замінити трикутною матрицею $\hat{\mathbf{R}}_T = \left[\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{l_1, L} \right]$.

Ще одним шляхом зменшення кількості діагностичних ознак у інформаційних системах аналізу серцевого ритму на основні ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю є використання спектральних розкладів самих елементів трикутної матриці $\hat{\mathbf{R}}_T = \left[\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{l_1, L} \right]$, зокрема, шляхом використання дискретного перетворення Фур'є оцінок автокореляційних та взаємокореляційних функцій із цієї матриці. А саме, замість трикутної матриці $\hat{\mathbf{R}}_T = \left[\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{l_1, L} \right]$ кореляційних функцій можна використовувати трикутну матрицю $\hat{\mathbf{S}}_T = \left[\hat{S}_{2_{T_1 T_2}}(\nu), l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{l_1, L} \right]$, елементи якої є Фур'є-образами

відповідних оцінок кореляційних функцій із матриці $\hat{\mathbf{R}}_T$. А саме, Фур'є-образи із матриці $\hat{\mathbf{S}}_T$ обчислюються так:

$$\hat{S}_{2_{T_1 T_2}}(\nu) = \sum_{u=0}^{M_1-1} \hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u) \cdot e^{\frac{-j2\pi u \nu}{M_1}}, \nu = \overline{0, M_1-1}, l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{1, L}, j = \sqrt{-1}. \quad (3.25)$$

Виходячи із нерівності Бесселя, як діагностичні ознаки будемо обирати не всю множину $\left\{ \hat{S}_{2_{T_1 T_2}}(\nu), \nu = \overline{0, M_1-1} \right\}$ відліків функцій $\hat{S}_{2_{T_1 T_2}}(\nu)$, а лише певну підмножину їх перших M_2 ($M_2 \ll M_1$) відліків $\left\{ \hat{S}_{2_{T_1 T_2}}(\nu), \nu = \overline{0, M_2-1} \right\}$, які вносять вклад у повну енергію оцінки $\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u)$ кореляційної функції не менше 95%.

3.6. Приклад статистичного аналізу векторного ритмокардіосигналу на основі розроблених методів

Наведемо приклад статистичного оцінювання елементів вектора $\mathbf{C}_L^1 = \left\{ c_{1_{T_l}}, l = \overline{1, L} \right\}$ математичних сподівань, елементів матриці кореляційних функцій $\mathbf{R}_T = \left[r_{2_{T_1 T_2}}(u), l_1, l_2 = \overline{1, L} \right]$ та елементів матриці Фур'є-образів $\hat{\mathbf{S}}_T = \left[\hat{S}_{2_{T_1 T_2}}(\nu), l_1 = \overline{1, L}, l_2 = \overline{1, L} \right]$ за однією реалізацію $\Xi_{4_{\omega'}}(m) = \left\{ T_{l_{\omega'}}(m), l = \overline{1, 4}, m = \overline{1, 245} \right\}$ чотири компонентного векторного ритмокардіосигналу $\Xi_4(\omega', m) = \left\{ T_l(\omega', m), \omega' \in \mathbf{\Omega}', l = \overline{1, 4}, m = \overline{1, 245} \right\}$, моделлю якого є вектр стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей [109].

У таблиці 3.3 подано результати статистичного оцінювання математичних сподівань стаціонарних компонент вектора $\Xi_4(\omega', m)$.

Таблиця 3.3

Номер стаціонарної компоненти	Значення реалізації статистичної оцінки математичного сподівання
1	$c_{1T_1} = 14,88$
2	$c_{1T_2} = 25,02$
3	$c_{1T_3} = 73,82$
4	$c_{1T_4} = 799,51$

На рисунку 3.14 подано графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_1T_1}}(u)$ статистичної оцінки автокореляційної функції $r_{2_{T_1T_1}}(u)$ ($l_1 = l_2 = 1$) першої компоненти $T_1(\omega', m)$, що описує тривалості P -зубців в електрокардіосигналі [109].

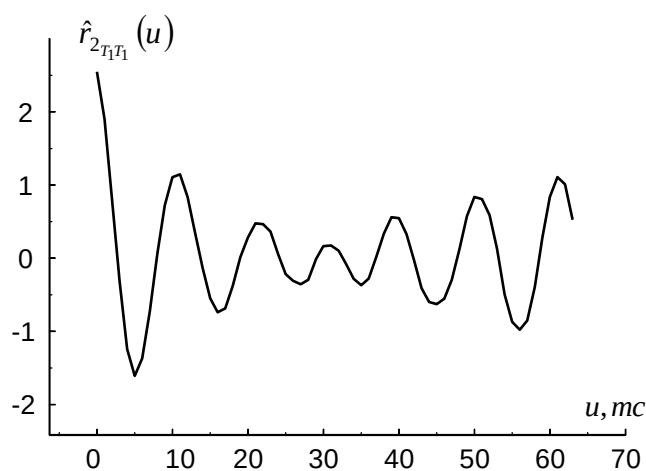


Рис. 3.14. Графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_1T_1}}(u)$ статистичної оцінки автокореляційної функції $r_{2_{T_1T_1}}(u)$ ($l_1 = l_2 = 1$) першої компоненти $T_1(\omega', m)$, що описує тривалості P -зубців в електрокардіосигналі

На рисунку 3.15 подано графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_2T_2}}(u)$ статистичної оцінки автокореляційної функції $r_{2_{T_2T_2}}(u)$ ($l_1 = l_2 = 2$) другої компоненти $T_2(\omega', m)$, що описує тривалості R -зубців в електрокардіосигналі [109].

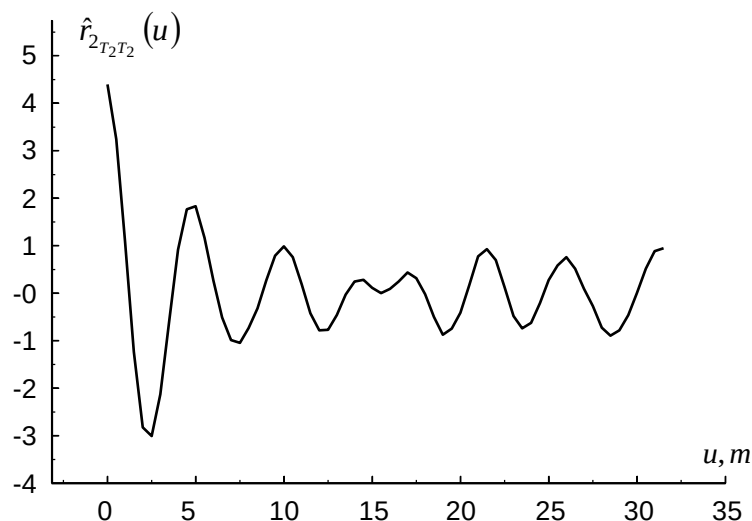


Рис. 3.15. Графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_2T_2}}(u)$ статистичної оцінки автокореляційної функції $r_{2_{T_2T_2}}(u)$ ($l_1 = l_2 = 2$) другої компоненти $T_2(\omega', m)$, що описує тривалості R -зубців в електрокардіосигналі

На рисунку 3.16 подано графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_3T_3}}(u)$ статистичної оцінки автокореляційної функції $r_{2_{T_3T_3}}(u)$ ($l_1 = l_2 = 3$) третьої компоненти $T_3(\omega', m)$, що описує тривалості T -зубців в електрокардіосигналі [109].

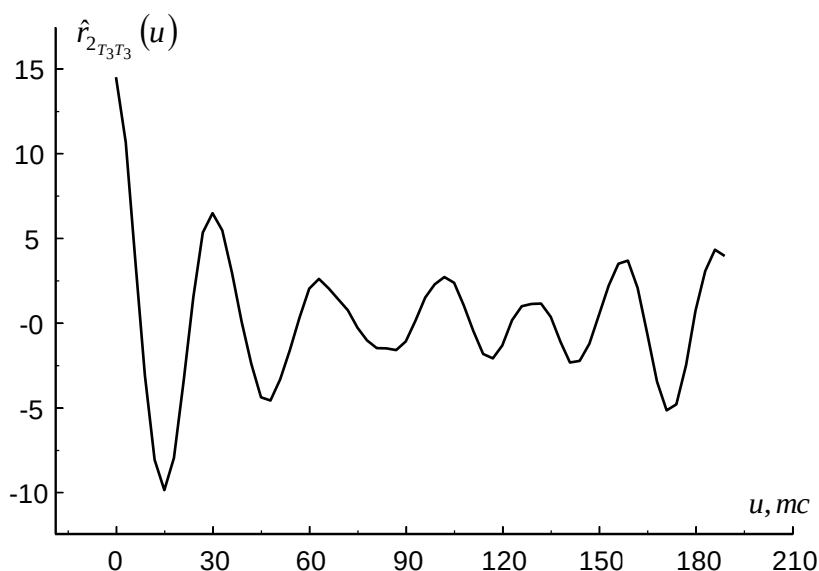


Рис. 3.16. Графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_3 T_3}}(u)$ статистичної оцінки автокореляційної функції $r_{2_{T_3 T_3}}(u)$ ($l_1 = l_2 = 3$) третьої компоненти $T_3(\omega', m)$, що описує тривалості T -зубців в електрокардіосигналі

На рисунку 3.17 подано графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_4 T_4}}(u)$ статистичної оцінки автокореляційної функції $r_{2_{T_4 T_4}}(u)$ ($l_1 = l_2 = 4$) четвертої компоненти $T_4(\omega', m)$, що описує тривалості $R-R$ -інтервалів в електрокардіосигналі [109].

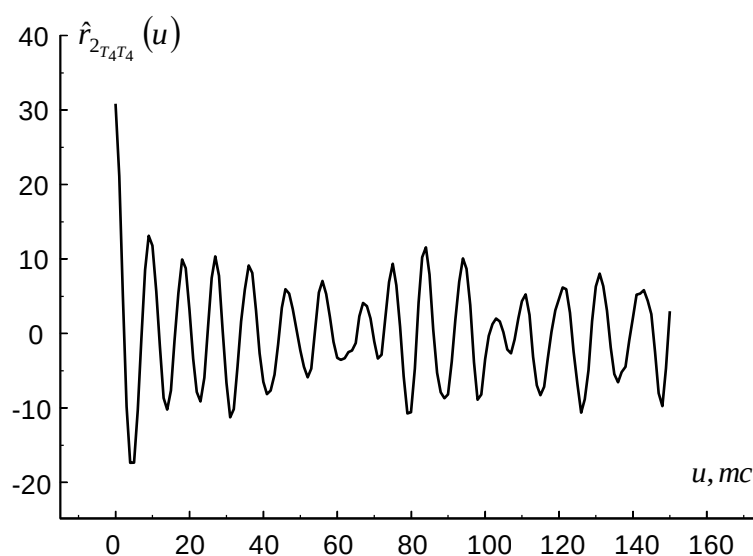


Рис. 3.17. Графік реалізації $r_{2_{T_4 T_4}}(u)$ статистичної оцінки автокореляційної функції $r_{2_{T_4 T_4}}(u)$ ($l_1 = l_2 = 4$) четвертої компоненти $T_4(\omega', m)$, що описує тривалості $R-R$ -інтервалів в електрокардіосигналі

На рисунку 3.18 подано графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u)$ статистичної оцінки взаємкореляційної функції $r_{2_{T_1 T_2}}(u)$ ($l_1 = 1, l_2 = 2$) першої $T_1(\omega', m)$ та другої $T_2(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$ [109].

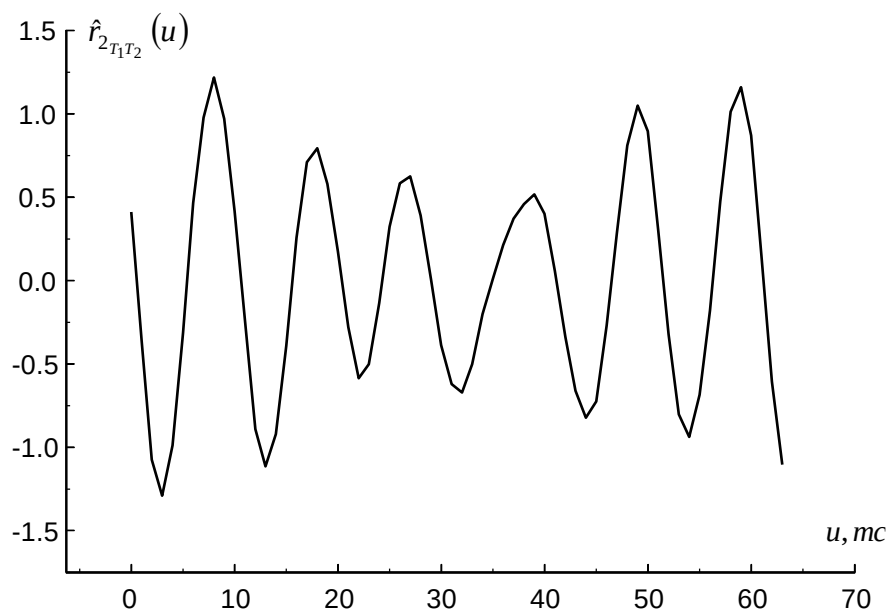


Рис. 3.18. Графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_1 T_2}}(u)$ статистичної оцінки взаємкореляційної функції $r_{2_{T_1 T_2}}(u)$ ($l_1 = 1, l_2 = 2$) першої $T_1(\omega', m)$ та другої $T_2(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$

На рисунку 3.19 подано графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_1 T_3}}(u)$ статистичної оцінки взаємкореляційної функції $r_{2_{T_1 T_3}}(u)$ ($l_1 = 1, l_2 = 3$) першої $T_1(\omega', m)$ та третьої $T_3(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$.

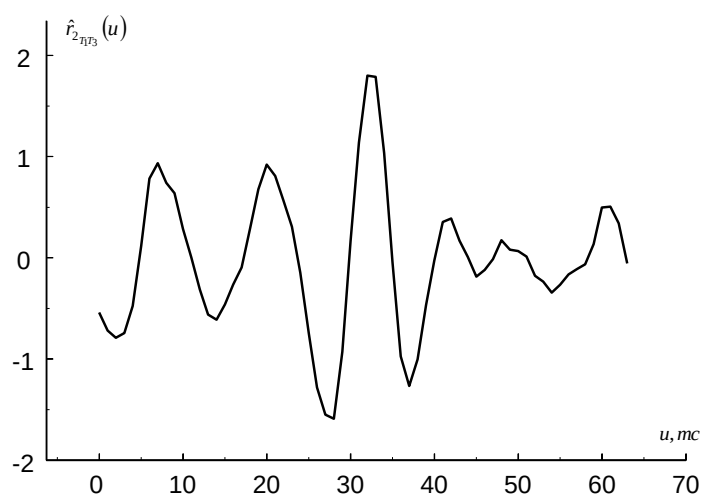


Рис. 3.19. Графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_1 T_3}}(u)$ статистичної оцінки взаємкореляційної функції $r_{2_{T_1 T_3}}(u)$ ($l_1 = 1, l_2 = 3$) першої $T_1(\omega', m)$ та третьої $T_3(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$

На рисунку 3.20 подано графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_2 T_3}}(u)$ статистичної оцінки взаємкореляційної функції $r_{2_{T_2 T_3}}(u)$ ($l_1 = 2, l_2 = 3$) другої $T_2(\omega', m)$ та третьої $T_3(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$.

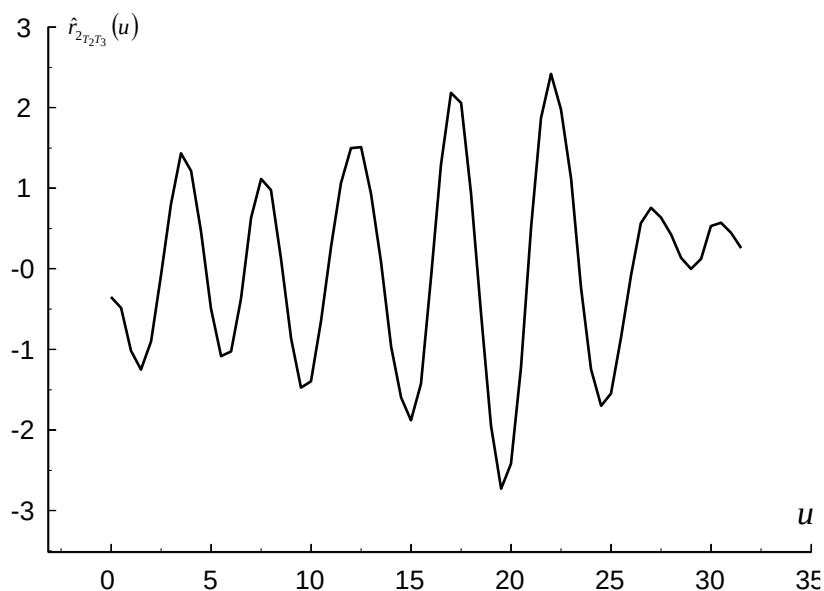


Рис. 3.20. Графік реалізації $\hat{r}_{2_{T_2 T_3}}(u)$ статистичної оцінки взаємкореляційної функції $r_{2_{T_2 T_3}}(u)$ ($l_1 = 2, l_2 = 3$) другої $T_2(\omega', m)$ та третьої $T_3(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$

На рисунку 3.21 подано графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_1 T_1}}(\nu)$ статистичної оцінки спектральної щільності потужності $S_{2_{T_1 T_1}}(\nu)$ ($l_1 = l_2 = 1$) першої компоненти $T_1(\omega', m)$.

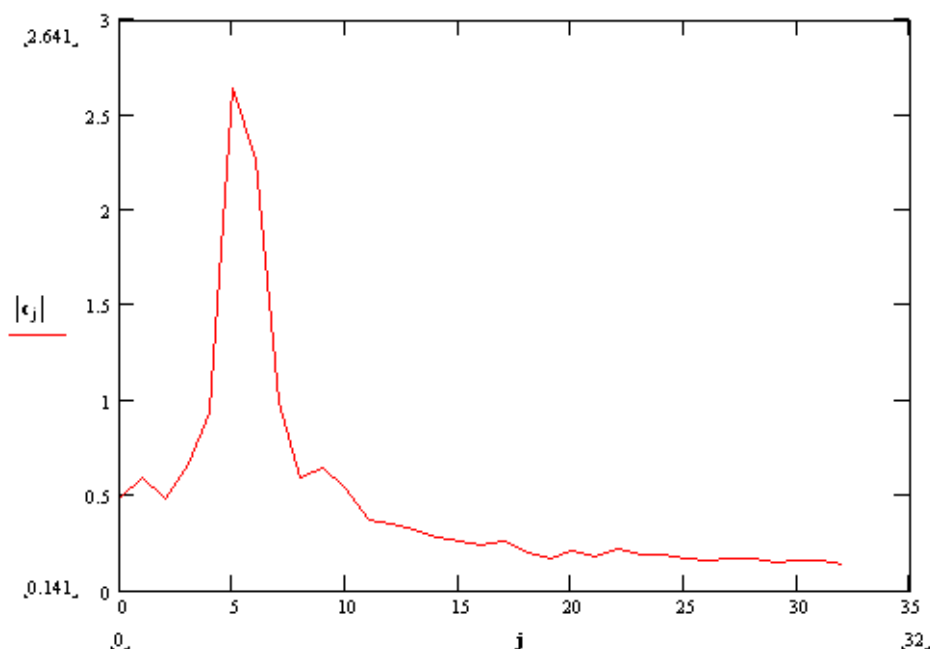


Рис. 3.21. Графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_1 T_1}}(\nu)$ статистичної оцінки спектральної щільності потужності $S_{2_{T_1 T_1}}(\nu)$ ($l_1 = l_2 = 1$) першої компоненти $T_1(\omega', m)$, що описує тривалості P -зубців в електрокардіосигналі

На рисунку 3.22 подано графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_2 T_2}}(\nu)$ статистичної оцінки спектральної щільності потужності $S_{2_{T_2 T_2}}(\nu)$ ($l_1 = l_2 = 2$) другої компоненти $T_2(\omega', m)$.

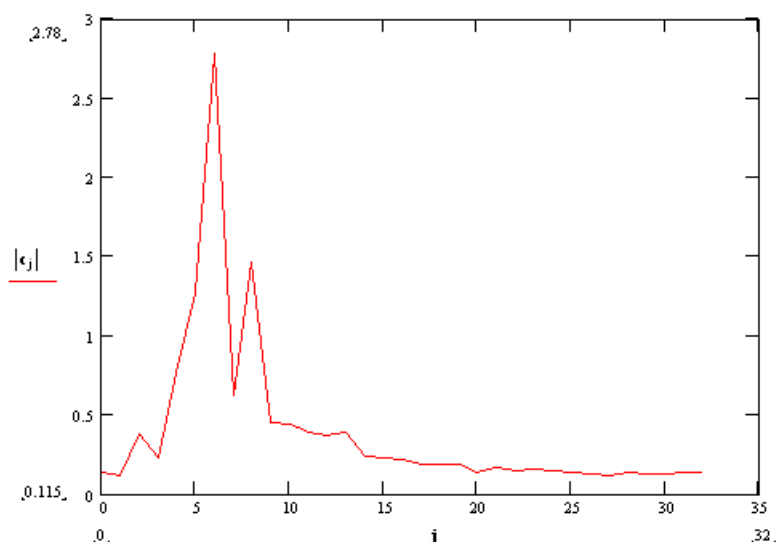


Рис. 3.22. Графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_2 T_2}}(\nu)$ статистичної оцінки спектральної щільності потужності $S_{2_{T_2 T_2}}(\nu)$ ($l_1 = l_2 = 2$) другої компоненти $T_2(\omega', m)$, що описує тривалості R -зубців в електрокардіосигналі

На рисунку 3.23 подано графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_3 T_3}}(\nu)$ статистичної оцінки спектральної щільності потужності $S_{2_{T_3 T_3}}(\nu)$ ($l_1 = l_2 = 3$) третьої компоненти $T_3(\omega', m)$.

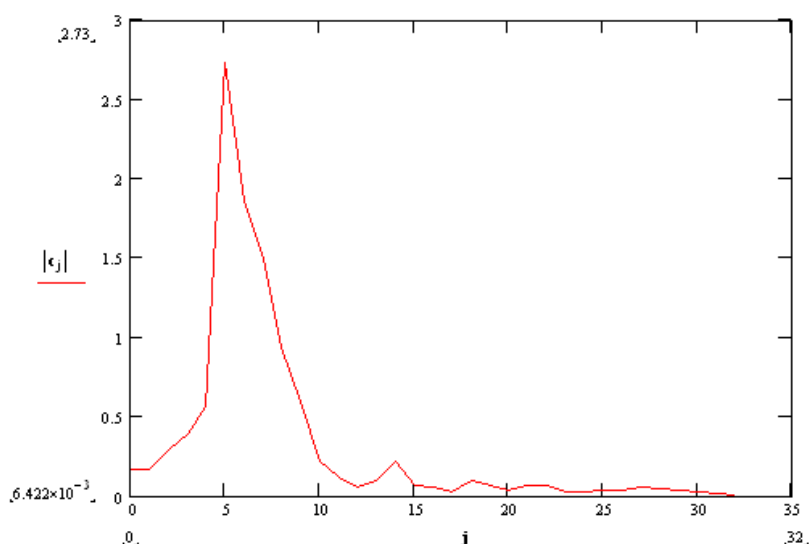


Рис. 3.23. Графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_3 T_3}}(\nu)$ статистичної оцінки спектральної щільності потужності $S_{2_{T_3 T_3}}(\nu)$ ($l_1 = l_2 = 3$) третьої компоненти $T_3(\omega', m)$, що описує тривалості T -зубців в електрокардіосигналі

На рисунку 3.24 подано графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_1 T_2}}(\nu)$ статистичної оцінки взаємоспектральної щільності потужності $S_{2_{T_1 T_2}}(\nu)$ ($l_1 = 1, l_2 = 2$) першої $T_1(\omega', m)$ та другої $T_2(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$.

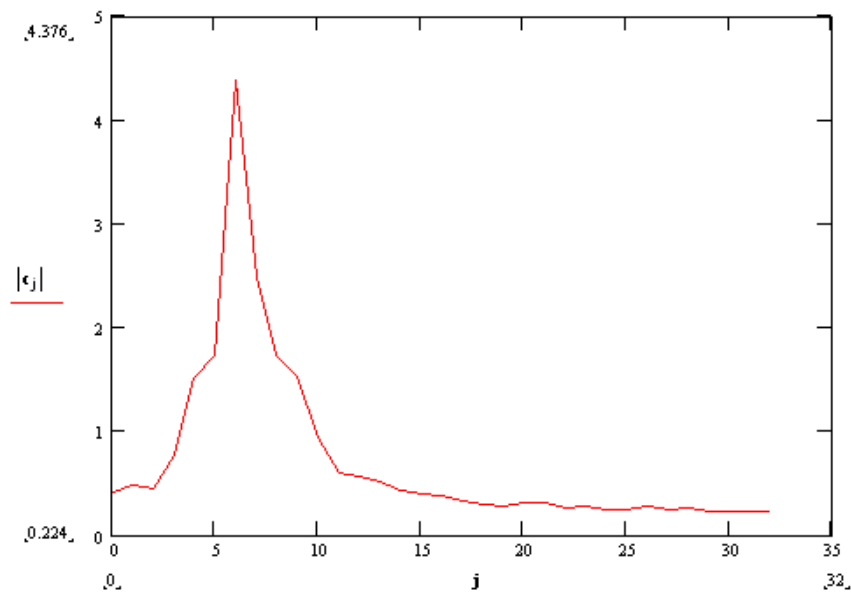


Рис. 3.24. Графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_1 T_2}}(\nu)$ статистичної оцінки взаємоспектральної щільності потужності $S_{2_{T_1 T_2}}(\nu)$ ($l_1 = 1, l_2 = 2$) першої $T_1(\omega', m)$ та другої $T_2(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$

На рисунку 3.25 подано графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_1 T_3}}(\nu)$ статистичної оцінки взаємоспектральної щільності потужності $S_{2_{T_1 T_3}}(\nu)$ ($l_1 = 1, l_2 = 3$) першої $T_1(\omega', m)$ та третьої $T_3(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$.

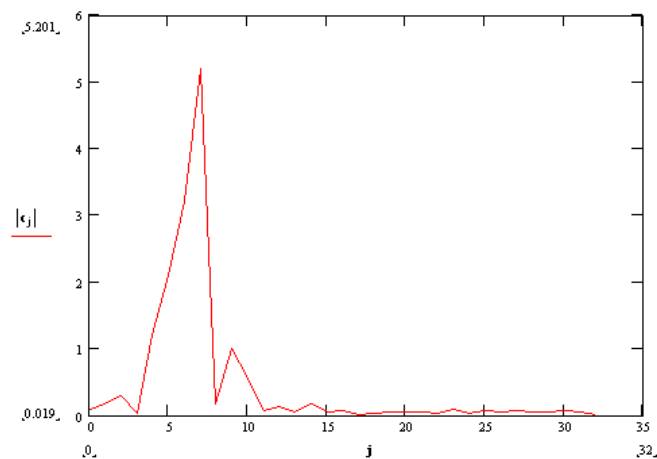


Рис. 3.25. Графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_1 T_3}}(\nu)$ статистичної оцінки взаємоспектральної щільності потужності $S_{2_{T_1 T_3}}(\nu)$ ($l_1 = 1, l_2 = 3$) першої $T_1(\omega', m)$ та третьої $T_3(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$

На рисунку 3.26 подано графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_2 T_3}}(\nu)$ статистичної оцінки взаємоспектральної щільності потужності $S_{2_{T_2 T_3}}(\nu)$ ($l_1 = 2, l_2 = 3$) другої $T_2(\omega', m)$ та третьої $T_3(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$ [109].

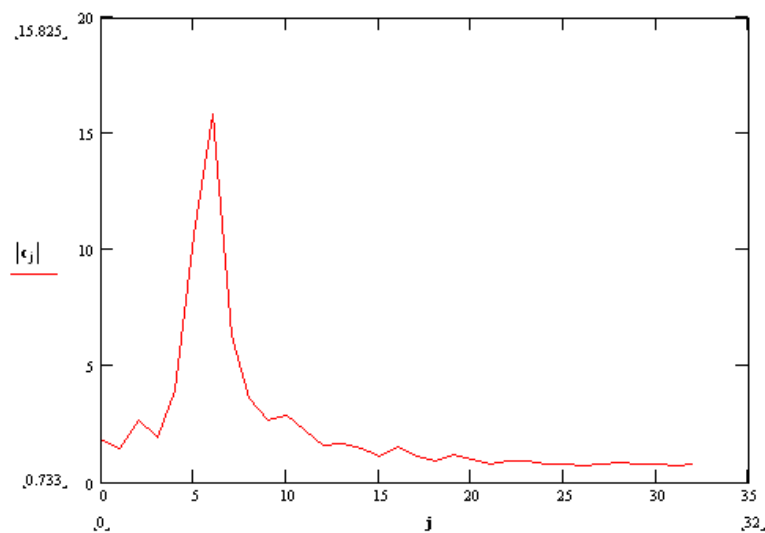


Рис. 3.26. Графік реалізації $\hat{S}_{2_{T_2 T_3}}(\nu)$ статистичної оцінки взаємоспектральної щільності потужності $S_{2_{T_2 T_3}}(\nu)$ ($l_1 = 2, l_2 = 3$) другої $T_2(\omega', m)$ та третьої $T_3(\omega', m)$ компоненти вектора $\Xi_4(\omega', m)$

Наведені вище діагностичні ознаки, а саме, матриці кореляційних функцій та спектральних щільностей потужності ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю суттєво доповнюють такі відомі діагностичні ознаки як його вектор математичних сподівань та вектор дисперсій, що є підставою для підвищення рівня інформативності аналізу серцевого ритму у сучасних кардіодіагностичних системах за рахунок відображення стохастичної часової динаміки серцевого ритму.

3.7. Висновки до третього розділу

1. Розроблено метод автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю із попередньо зареєстрованої електрокардіограми, що повністю автоматизує процес аналізу серцевого ритму із підвищеною інформативністю в комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця людини. Показано, що метод автоматичного формування ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю, на основі методу сегментування та детектування екстремальних значень зон електрокардіограми, що ґрунтується на статистиці Бродського-Дарховського, має вищу точність у порівнянні із аналогічним методом, який ґрунтується на використанні різницевої функції першого порядку.

2. Записано аналітичні вирази, що відображають збіжність у середньоквадратичному сенсі статистичних оцінок до відповідних ймовірносних характеристик ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що вказує на слушність цих статистичних оцінок та є підставою для розвитку статистичних методів аналізу серцевого ритму із підвищеною інформативністю.

3. Підтверджено статистичні гіпотези про стаціонарність на нормальну розподіленість компонент ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що верифікує його нову математичну модель у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей та є підставою для зниження обчислювальної складності статистичних методів аналізу серцевого ритму в комп'ютерних системах медичної діагностики.

4. Розроблено статистичні методи аналізу ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, які ґрунтуються на їх новій математичній моделі у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей. Зокрема, записано вирази для статистичних оцінок вектора математичних сподівань та матриці кореляційних функцій компонент векторного ритмокардіосигналу.

5. Обґрунтовано множину нових діагностичних ознак в комп'ютерних системах медичної діагностики за векторним ритмокардіосигналом для оцінювання стану регулятивних механізмів серцево-судинної системи та організму в цілому. А саме, відомі діагностичні ознаки за векторним ритмокардіосигналом доповнено такими новими діагностичними ознаками як матриця кореляційних функцій та матриця спектральних щільностей потужності стаціонарних та стаціонарно пов'язаних компонент ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що є підставою для підвищення рівня інформативності аналізу серцевого ритму у сучасних кардіодіагностичних системах.

РОЗДІЛ 4

СИСТЕМА КОМП'ЮТЕРНИХ ПРОГРАМ ДЛЯ ОПРАЦЮВАННЯ РИТМОКАРДІОСИГНАЛІВ ІЗ ПІДВИЩЕНОЮ РОЗДІЛЬНОЮ ЗДАТНІСТЮ

У даному розділі розглядається структурно-функціональна схема та функціональні можливості програмного комплексу для моделювання та аналізу кардіосигналів, який модернізовано, шляхом дооснащення його системою комп'ютерних програм для автоматизованого формування та статистичного аналізу ритмокардіосигналу з підвищеною роздільною здатністю.

Основні результати даного розділу опубліковано у роботах [119-123].

4.1. Структурно-функціональна схема модернізованого програмного комплексу для моделювання та аналізу кардіосигналів електричної, магнітної та акустичної природи

Заключним етапом даної дисертаційної роботи є створення системи комп'ютерних програм для автоматизованого формування та опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю. Ця система комп'ютерних програм ґрунтується на розроблених у попередніх розділах дисертації математичній моделі та методах опрацювання (формування та статистичного оцінювання) ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, які відіграють роль математичного забезпечення цієї системи програм. Створення такої системи комп'ютерних програм є підставою для підвищення якості та ефективності діагностування стану серцево-судинної системи та регулятивних механізмів організму людини в цілому на основі аналізу серцевого ритму із підвищеною інформативністю.

Зважаючи на існування багатьох сучасних програмних комплексів для задач медичної діагностики, слушно розроблювану систему програм втілити у вже існуючі програмні середовища для кардіодіагностичних систем, шляхом розширення (доповнення) їх новими функціями. За основу візьмемо програмний комплекс для

моделювання та аналізу кардіосигналів різної фізичної природи (електричної, магнітної, акустичної), який розроблено у роботах [119, 124].

На рисунку 4.1 подано структурно-функціональну схему багатofункціонального програмного комплексу.

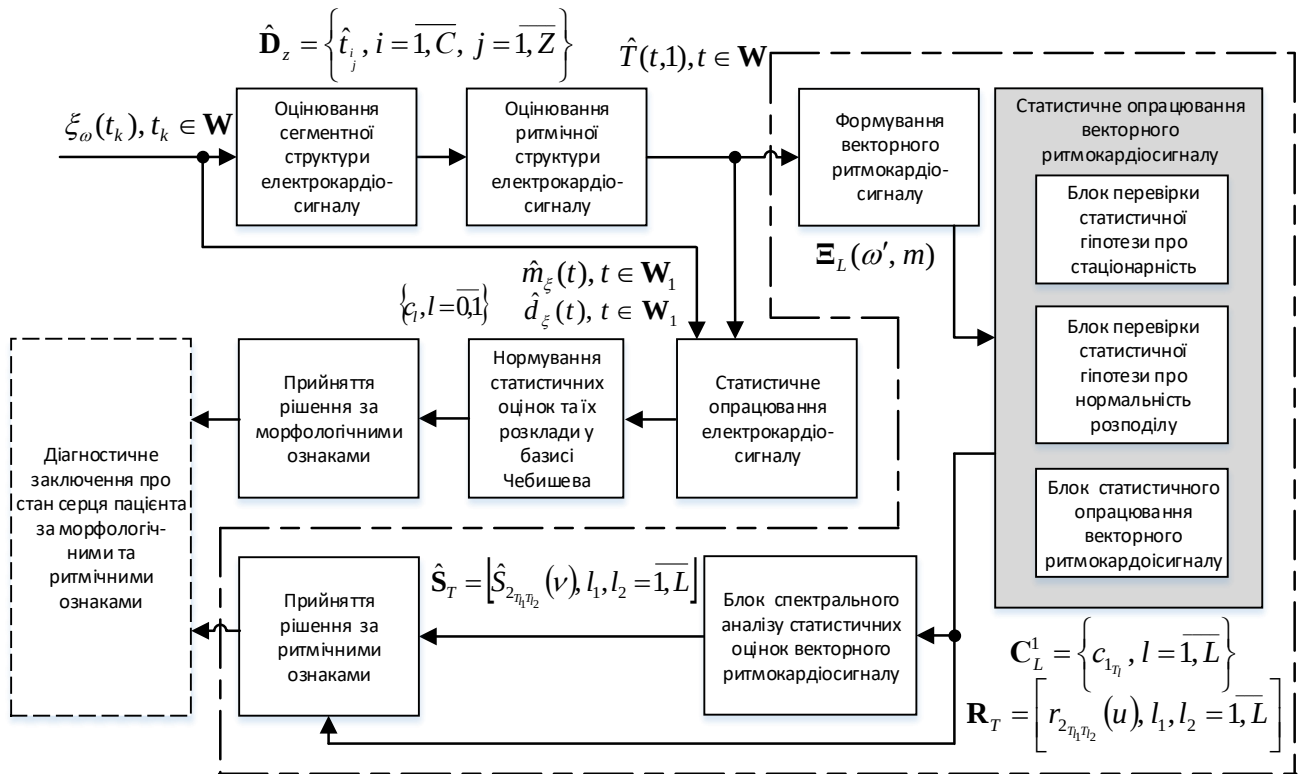


Рис. 4.1. Структурно-функціональна схема багатofункціонального програмного комплексу для моделювання та аналізу циклічних сигналів серця

Як видно із рисунку 4.1, програмний комплекс забезпечує автоматизоване проведення морфологічного аналізу кардіосигналів, який передбачає статистичне опрацювання електрокардіосигналів, нормування їх статистичних оцінок та їх розклад у ряд за базисом Чебишева і прийняття рішення за отриманими морфологічними ознаками. Статистичні методи морфологічного аналізу кардіосигналів описано в роботах [98-100] та деякі результати подано в додатку Б. Окрім морфологічного аналізу, модернізований програмний комплекс дає змогу проводити автоматизований аналіз серцевого ритму на основі векторного ритмокардіосигналу, шляхом статистичного його опрацювання та спектрального

аналізу отриманих статистичних оцінок, що розроблені у другому та третьому розділах дисертації.

Програмний комплекс реалізовано на мові програмування Object Pascal. Фрагмент лістингу програмного комплексу подано у додатку В.

4.2. Функціональні можливості модернізованого програмного комплексу

Коротко опишемо основні функціональні можливості модернізованого комплексу програм, а також наведемо приклади скріншотів відповідних його інтерфейсів. Окрім електрокардіографічних сигналів у програмному комплексі є можливість здійснювати введення, опрацювання та зберігання магнітокардіосигналів та фонокардіосигналів. Оцифровані кардіосигнали зберігаються у форматі *.txt. На рис. 4.2. подано приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для введення кардіосигналів [119, 120, 124].

Статистична обробка циклічних сигналів

Файл Допомога

Вхідні дані Статистична обробка Відображення результатів Моделювання Сумісна обробка

Дані з файлів

Вхідний сигнал: U:_FLASH MY_FLASH MY_FLASH_FAT16\Dani+Test_ecg_ritm_shym_(P246).txt
 Функція ритму: U:_FLASH MY_FLASH MY_FLASH_FAT16\Dani+test_ecg_FR_5z_5c.txt

№	Відлік	Значення
1	1	-0,71492076
2	2	2,766853805
3	3	4,337127261
4	4	7,548535206
5	5	11,58835456
6	6	14,29303230
7	7	13,34052479
8	8	12,63021052
9	9	15,36945844
10	10	13,49070172
11	11	11,92703607
12	12	10,02526746
13	13	5,441269421
14	14	5,501216116

№	Відлік	Значення
1	1	236
2	25	231
3	77	236
4	82	236
5	160	236
6	237	184
7	256	184
8	313	185
9	318	184
10	396	183
11	421	318
12	440	323
13	498	316
14	502	318

Побудова сигналу
 Побудувати

Побудова функції ритму
☒ Відлік/Значення
 Побудувати

Побудова сигналу та Ф.Р.
 Висота лінії: 1000
 Побудувати

Прорідження
 Брати кожен: 10 відлік
 Обрахувати
 Зберегти

Рис. 4.2. Приклад вигляду інтерфейсів програмного комплексу для вводу кардіоданих

На рис. 4.3. подано приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для візуалізації реалізацій кардіосигналів [119, 120, 124].

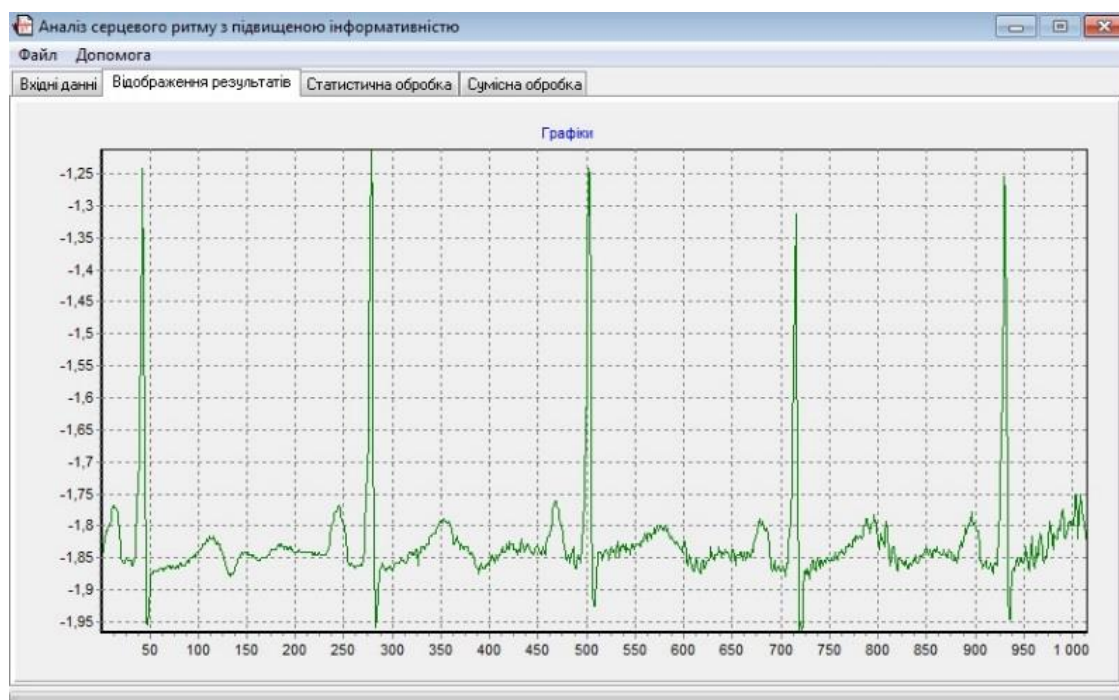


Рис. 4.3. Приклад вигляду інтерфейсів програмного комплексу для візуалізації реалізацій кардіосигналів

Окрім поодиноких кардіосигналів на базі модернізованого комплексу програм забезпечено можливість вводу, сумісного статистичного опрацювання та збереження сукупності синхронно зареєстрованих електрокардіосигналів у різних відведеннях. Приклад інтерфейсу програмного комплексу для вводу сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів подано на рис. 4.4 [119, 120, 124].

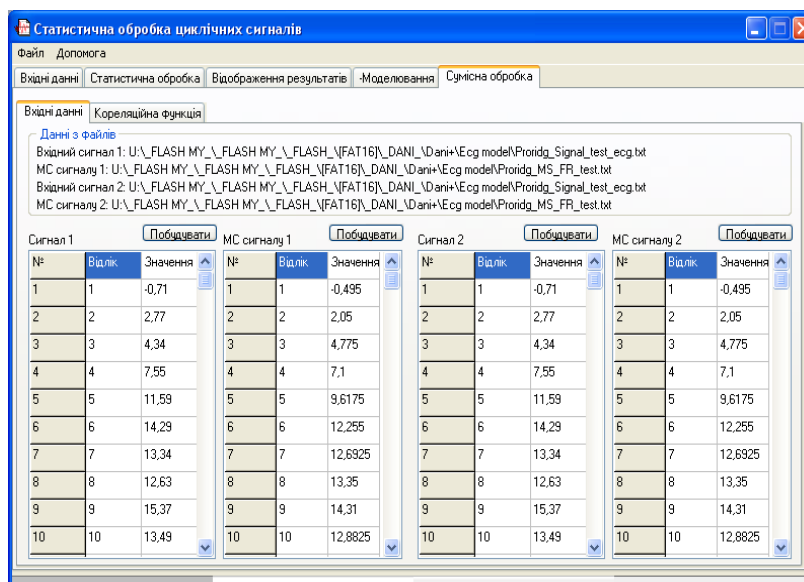


Рис. 4.4. Приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для вводу сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів

Приклад інтерфейсу програмного комплексу для статистичного опрацювання (оцінювання взаємкореляційних функцій) синхронно зареєстрованих кардіосигналів наведено на рис. 4.5 [119, 120, 124].

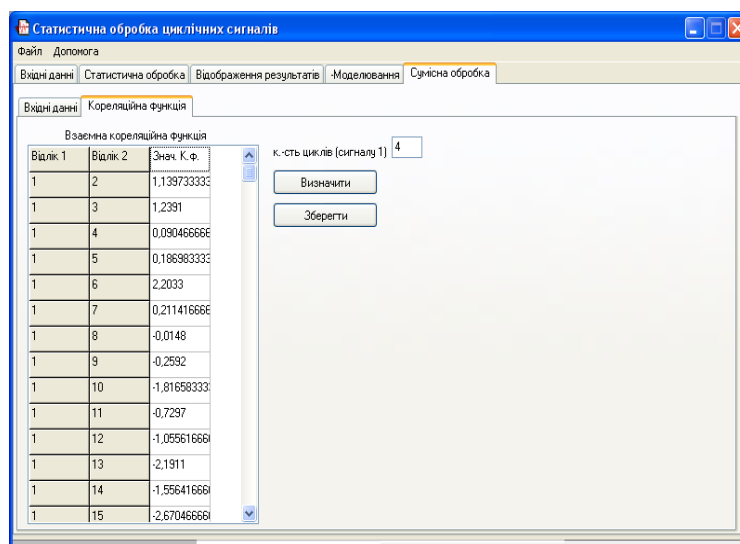


Рис. 4.5. Приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для статистичного опрацювання сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів

Процедура опрацювання кардіосигналу включає процедуру його сегментування. На рисунку 4.6 подано вигляд інтерфейсу програмного комплексу для проведення сегментування кардіосигналів [119, 120, 124].

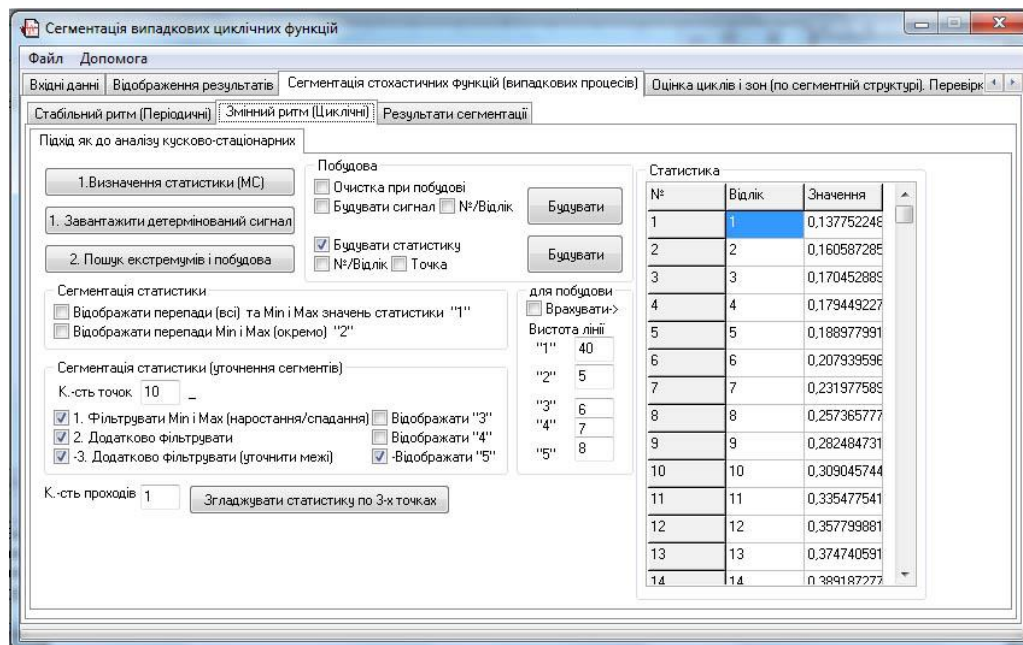


Рис. 4.6. Приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для проведення сегментування кардіосигналів

На рисунку 4.7 подано вигляд інтерфейсу програмного комплексу для візуалізації результатів сегментування кардіосигналів.

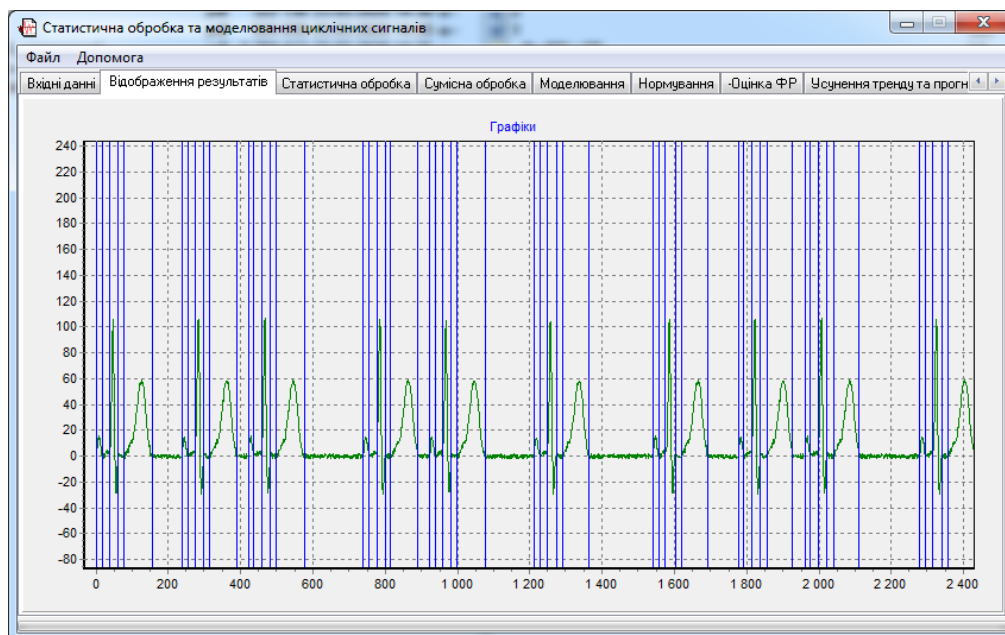


Рис. 4.7. Загальний вигляд інтерфейсу програми для візуалізації результатів сегментування кардіосигналів

На рисунку 4.8 зображено вигляд інтерфейсу програмного комплексу для ідентифікації циклів та зон по визначеній сегментній структурі кардіосигналу [119, 120, 124].

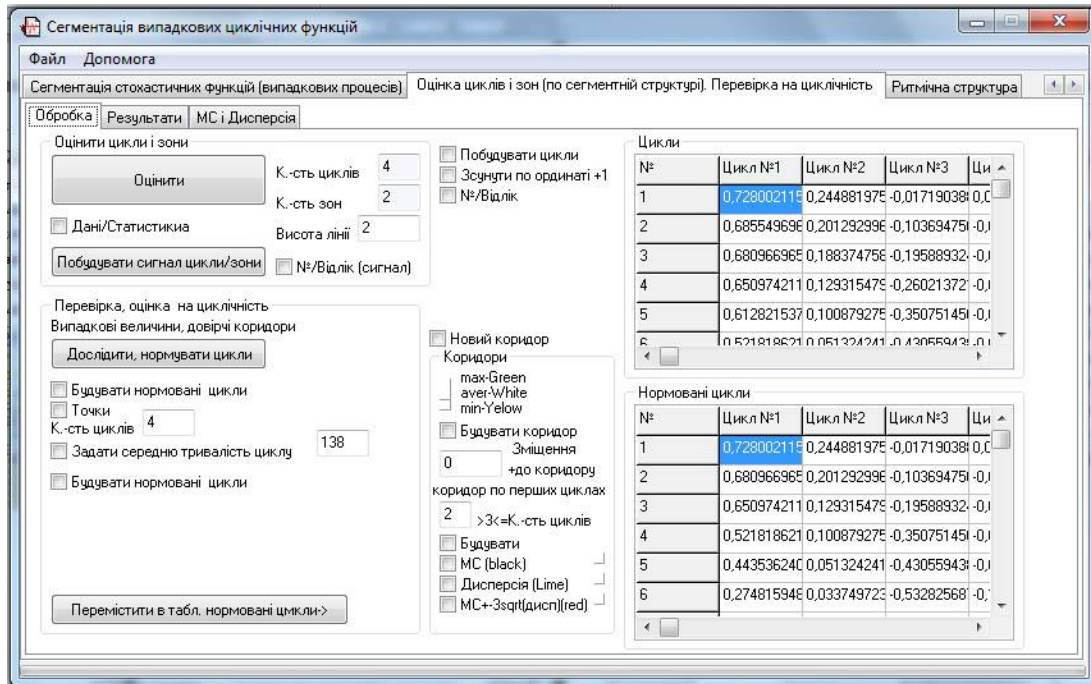


Рис. 4.8. Приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для ідентифікації циклів та зон за визначеною сегментною структурою

За зонно-циклічною структурою кардіосигналів, яка ідентифікується за результатами їх сегментування, здійснюється оцінювання функції ритму досліджуваних сигналів серця із використанням різних типів інтерполяцій. На рисунку 4.9 подано вигляд інтерфейсу програмного комплексу для відображення результатів оцінювання функції ритму кардіосигналів із використанням кусково-лінійної інтерполяції, а на рисунку 4.10 - із використанням кусково-квадратичної інтерполяції [119, 120, 124].

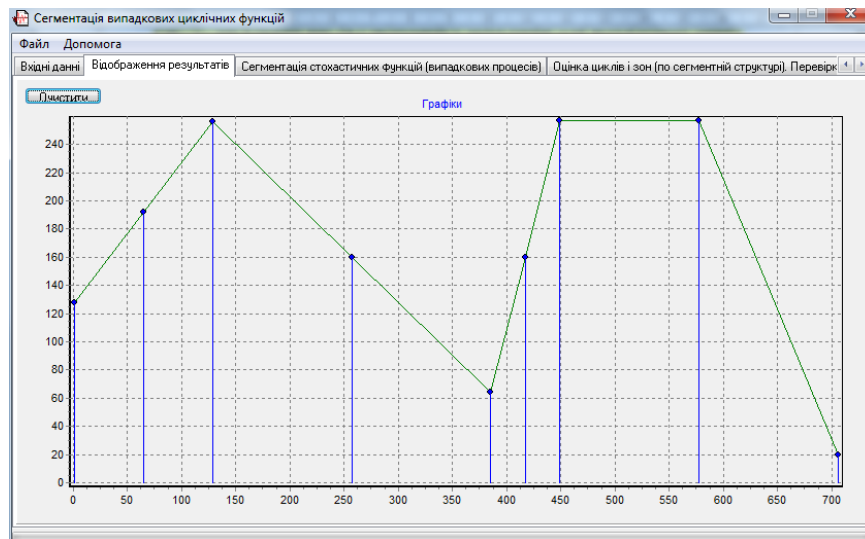


Рис. 4.9. Приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для відображення результатів оцінювання функції ритму кардіосигналів (кусково-лінійна інтерполяція)

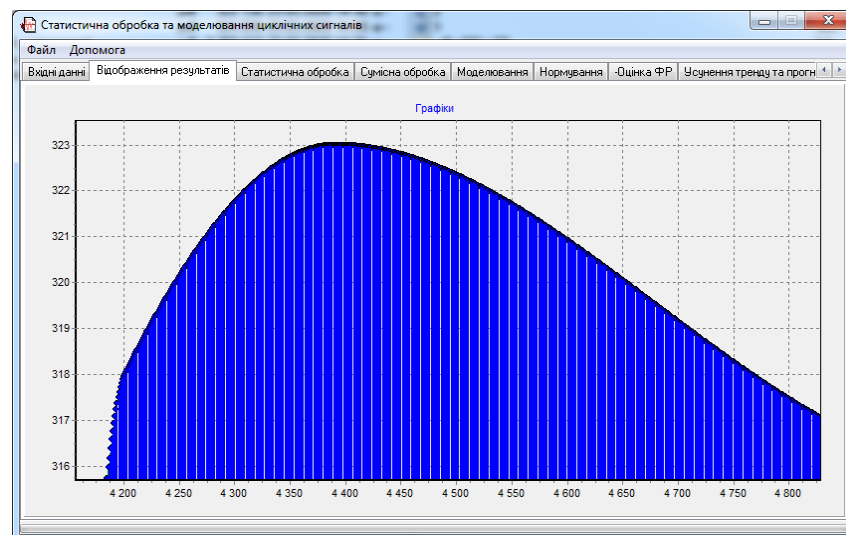


Рис. 4.10. Приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для відображення результатів оцінювання функції ритму кардіосигналів (кусково-квадратична інтерполяція)

Результатами проведення морфоаналізу електрокардіосигналів є статистичні оцінки таких їх ймовірнісних характеристик як початкова моментна функція першого порядку (математичне сподівання), дисперсія та автокореляційна функція, а також статистичні оцінки ряду сумісних ймовірнісних характеристик сукупності синхронно зареєстрованих кардіосигналів, зокрема, взамокореляційні функції.

Приклад вигляду інтерфейсів програмного комплексу для візуалізації реалізації статистичної оцінки математичного сподівання фонокардіограми подано на рисунку 4.11, а на рисунку 4.12 - для візуалізації реалізації статистичної оцінки математичного сподівання інтегральної реограми [120].

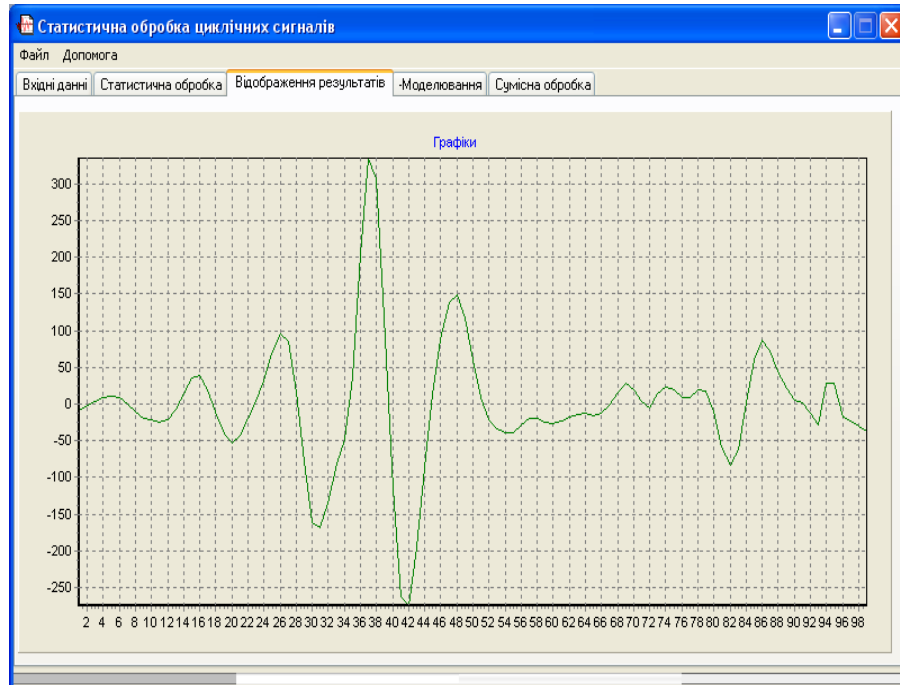


Рис. 4.11. Приклад вигляду інтерфейсу програмного комплексу для візуалізації реалізацій оцінки математичного сподівання фонокардіограми

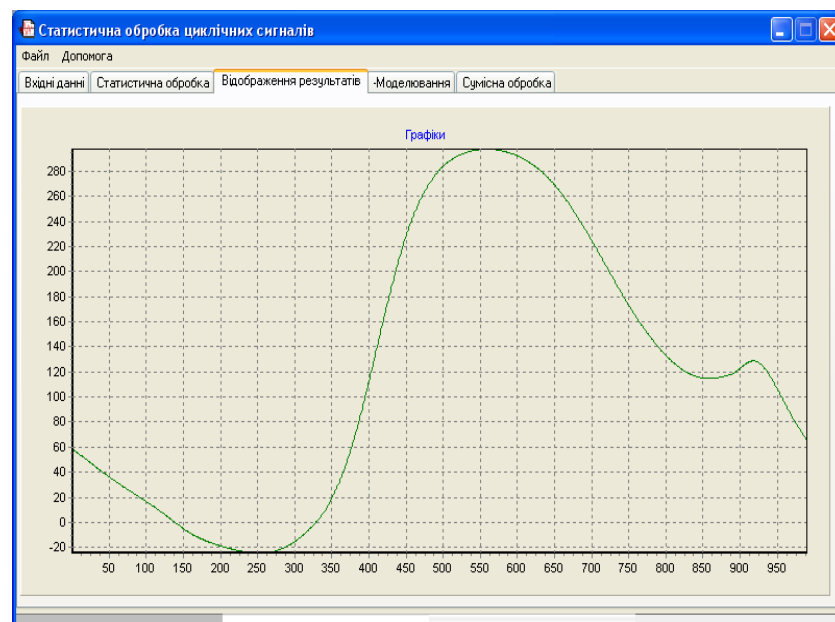


Рис. 4.12. Приклад вигляду інтерфейсів комплексу програм для візуалізації реалізацій оцінки математичного сподівання інтегральної реограми

Модернізований програмний комплекс також має засоби для проведення імітаційного моделювання кардіосигналів, алгоритми якого ґрунтуються на таких математичних моделях кардіосигналів як стохастично періодичний випадковий процес, лінійний періодичний випадковий процес, циклічний випадковий процес, вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, умовний циклічний випадковий процес.

Власне модернізація програмного комплексу полягає у його дооснащенні новими блоками, а саме, блоком автоматизованого формування векторного ритмокардіосигналу, блоком статистичного опрацювання векторного ритмокардіосигналу, а також блоком спектрального аналізу векторного ритмокардіосигналу. Математичне забезпечення цих блоків розроблено у другому та третьому розділах цього дисертаційного дослідження.

Блок формування векторного ритмокардіосигналу передбачає автоматичне формування векторного ритмокардіосигналу із електрокардіосигналу згідно із розробленим у підрозділі 3.1 методом. При цьому проводиться визначення тривалостей всіх сегментів зон електрокардіосигналу, зокрема P, Q, R, S, T та U (за наявності) і формується векторний ритмокардіосигнал.

На рисунку 4.13 подано вигляд інтерфейсу комплексу програм для відображення ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю у вигляді дискретної функції ритму [120].

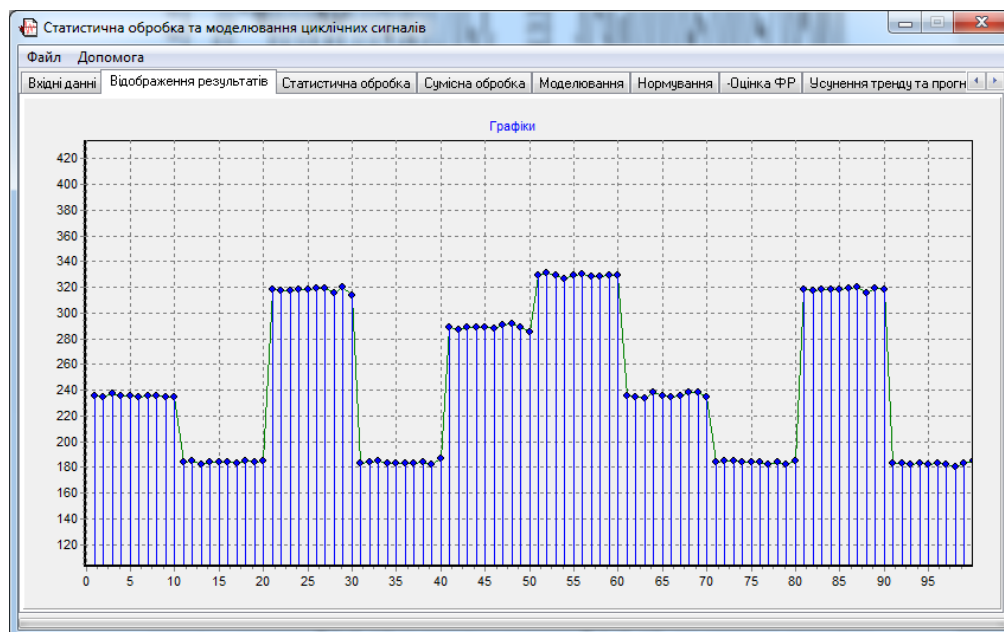


Рис. 4.13. Приклад вигляду інтерфейсів комплексу програм для відображення ритмокардіограми із підвищеною роздільною здатністю у вигляді дискретної функції ритму

На рисунку 4.14 подано вигляд інтерфейсу комплексу програм для відображення прорідженої дискретної функції ритму.

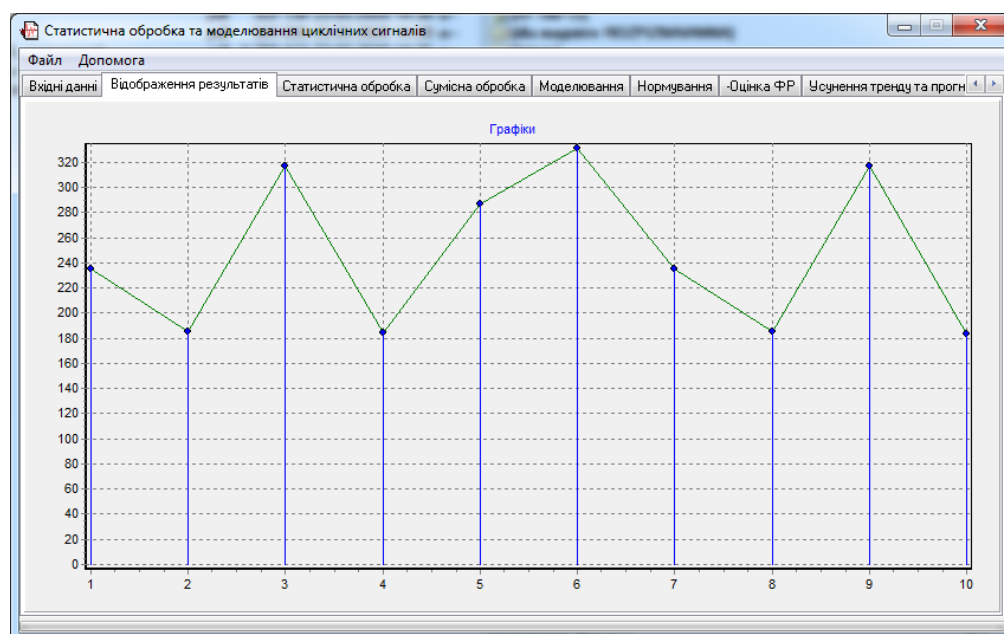


Рис. 4.14. Приклад вигляду інтерфейсів комплексу програм для відображення прорідженої дискретної функції ритму

На рисунку 4.15 подано вигляд інтерфейсу комплексу програм для

відображення реалізації стаціонарної компоненти векторного ритмокардіосигналу [120].

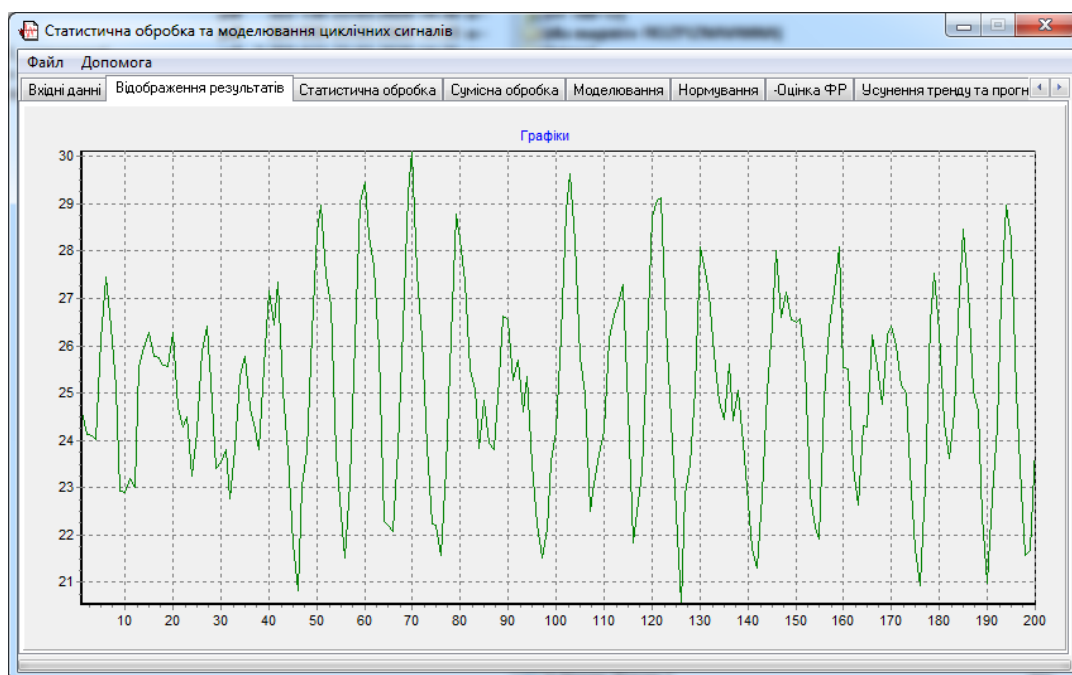


Рис. 4.15. Приклад вигляду інтерфейсів комплексу програм для відображення реалізації стаціонарної компоненти векторного ритмокардіосигналу

Блок статистичного опрацювання векторного ритмокардіосигналу включає в себе перевірку статистичних гіпотез про стаціонарність та нормальність розподілу компонент векторного ритмокардіосигналу, а також процедури статистичного оцінювання параметрів та характеристик векторного ритмокардіосигналу, а саме математичного сподівання, дисперсії, автокореляційної функції та взаємної кореляційної функції компонент вектора.

Як приклад, на рисунку 4.16 подано вигляд інтерфейсу комплексу програм для побудови гістограм стаціонарних компонент векторного ритмокардіосигналу [120].

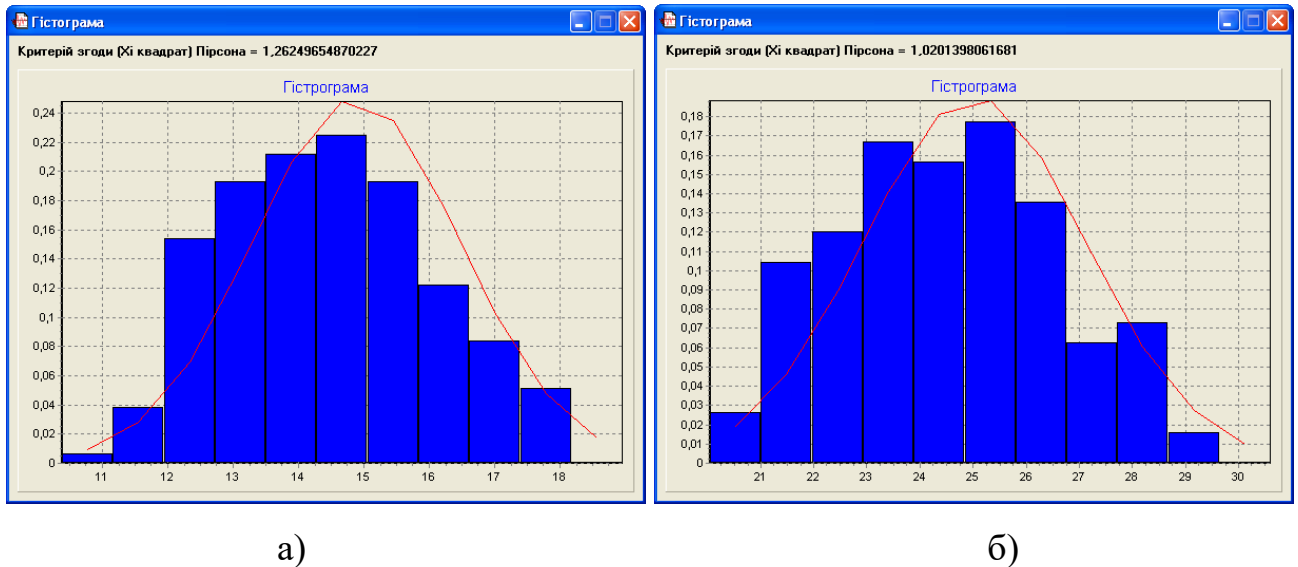


Рис. 4.16. Приклад вигляду інтерфейсів комплексу програм для відображення гістограми стаціонарних компонент векторного ритмокардіосигналу: а) для першої компоненти, що описує тривалості P -зубців електрокардіосигналу; б) для другої компоненти, що описує тривалості R -зубців електрокардіосигналу

На рисунку 4.17 подано вигляд інтерфейсу комплексу програм для оцінювання автокореляційної функції та взаємної кореляційної функції компонент векторного ритмокардіосигналу.

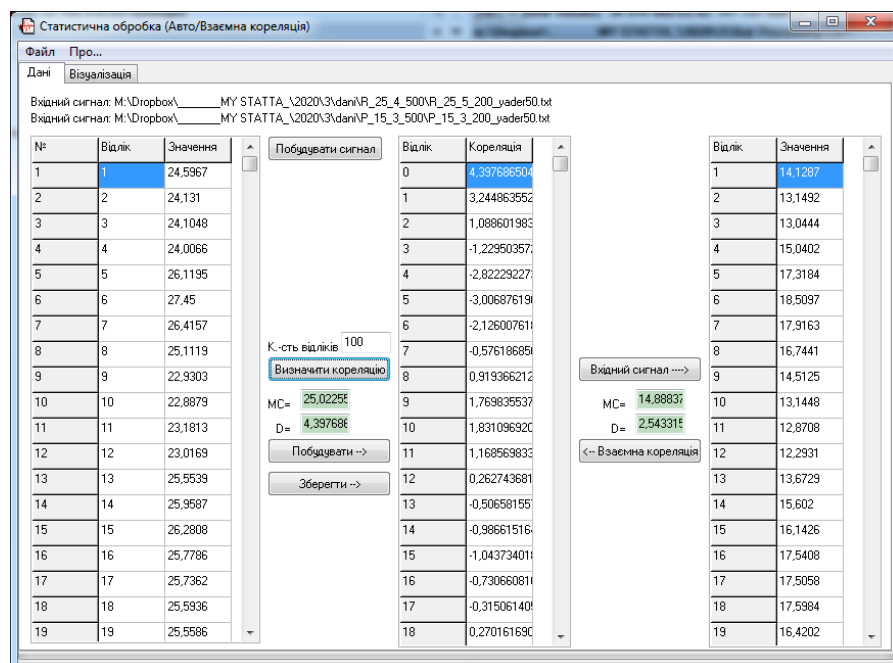


Рис. 4.17. Приклад вигляду інтерфейсів комплексу програм для оцінювання автокореляційної функції та взаємної кореляційної функції компонент векторного ритмокардіосигналу

На рисунку 4.18 подано вигляд інтерфейсу комплексу програм для візуалізації результатів оцінювання кореляційних функцій стаціонарних компонент векторного ритмокардіосигналу [120].

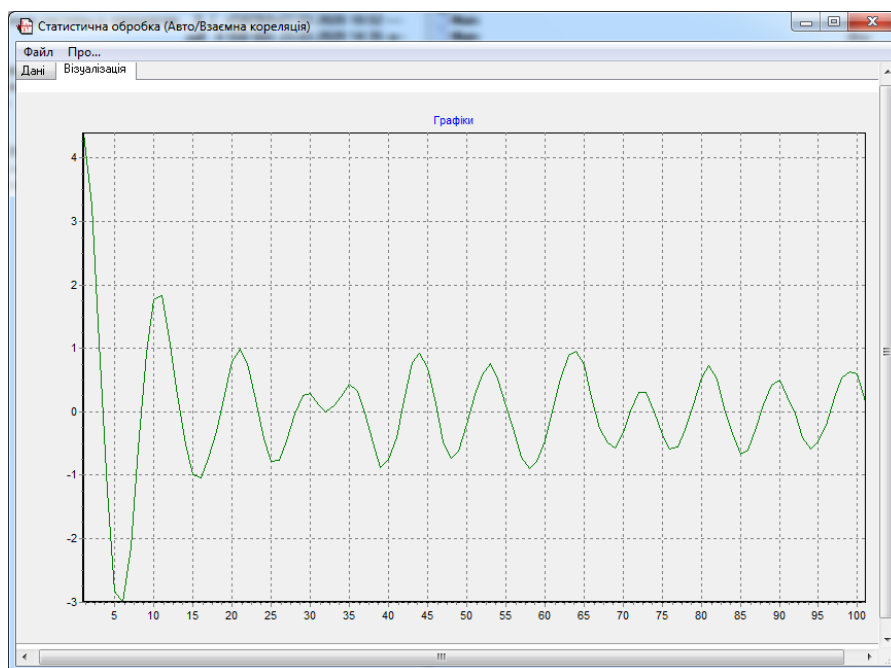


Рис. 4.18. Приклад вигляд інтерфейсу комплексу програм для візуалізації результатів оцінювання кореляційних функцій стаціонарних компонент векторного ритмокардіосигналу

Система комп'ютерних програм для автоматизованого формування та статистичного аналізу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що входить до складу багатофункціонального програмного комплексу, була впроваджена у ТОВ "Медичний центр «МЕВІЗ»", а також впроваджена у навчальний процес Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя та в науково-дослідну роботу Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського. Ці впровадження засвідчені відповідними актами, які наведені в додатку Г.

4.3. Висновки до четвертого розділу

1. На основі нової математичної моделі та розроблених у дисертації методів опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, модернізовано багатofункціональний програмний комплекс для моделювання та автоматизованого аналізу широкого класу циклічних сигналів серця для потреб функціональної медичної діагностики. А саме, як складову цього програмного комплексу, розроблено систему комп'ютерних програм для автоматизованого формування та статистичного аналізу серцевого ритму на базі векторного ритмокардіосигналу (ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю), що розширило функціональні можливості існуючого програмного комплексу та дало змогу в автоматичний спосіб здійснювати аналіз серцевого ритму із підвищеною інформативністю.

2. Розроблена система комп'ютерних програм для автоматизованого формування та статистичного аналізу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю впроваджена у ТОВ "Медичний центр «МЕВІЗ»", а також впроваджена у навчальний процес Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя та в науково-дослідну роботу Тернопільського національного медичного університету імені І.Я. Горбачевського.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі розв'язано актуальне наукове завдання розробки нової математичної моделі та методів статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю (векторного ритмокардіосигналу), які, за рахунок відображення його часової стохастичної динаміки та доповнення новими діагностичними ознаками, дають змогу підвищити рівень інформативності аналізу серцевого ритму у комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серцево-судинної системи та адаптивно-регулятивних механізмів організму людини в цілому. Основні результати та висновки проведених теоретичних та експериментальних досліджень полягають у наступному:

1. Розроблено нову математичну модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, яка, у порівнянні із відомими математичними моделями серцевого ритму дає змогу підвищити рівень інформативності автоматизованого аналізу серцевого ритму та є логічно узгодженою зі стохастичною математичною моделлю електрокардіосигналу у вигляді умовного циклічного випадкового процесу.

2. Ґрунтуючись на розробленій математичній моделі векторного ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, записано вирази, що відображають збіжність у середньоквадратичному сенсі точкових статистичних оцінок до відповідних ймовірносних характеристик векторного ритмокардіосигналу, що уможливило розробку статистичних методів аналізу серцевого ритму із підвищеною інформативністю.

5. Обґрунтовано метод автоматичного формування із електрокардіосигналу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що повністю автоматизувало процес високоінформативного аналізу серцевого ритму в комп'ютерних системах функціональної діагностики стану серця людини. Показано, що метод автоматичного формування ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, на основі методу сегментування та детектування екстремальних значень зон електрокардіограми, що базується на статистиці

Бродського-Дарховського, має вищу точність у порівнянні із аналогічним методом, який базується на використанні різницевої функції першого порядку.

3. Здійснено верифікацію математичної моделі ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, шляхом перевірки статистичних гіпотез про стаціонарність на нормальну розподіленість компонент ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, що стало підставою для зниження обчислювальної складності статистичних методів аналізу серцевого ритму в комп'ютерних системах медичної діагностики.

4. Розроблено статистичні методи аналізу ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, які ґрунтуються на їх новій математичній моделі у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, а саме, записано вирази для обчислення реалізацій статистичних оцінок вектора математичних сподівань та матриці кореляційних функцій компонент векторного ритмокардіосигналу.

5. Обґрунтовано множину нових діагностичних ознак в комп'ютерних системах медичної діагностики за векторним ритмокардіосигналом для оцінювання стану серцево-судинної системи та адаптивно-регулятивних механізмів організму людини в цілому. А саме, відомі діагностичні ознаки за векторним ритмокардіосигналом доповнено такими новими діагностичними ознаками як матриця кореляційних функцій та матриця спектральних щільностей потужності стаціонарних компонент ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю, які за рахунок відображення стохастичної часової динаміки серцевого ритму уможливають підвищення рівня інформативності аналізу серцевого ритму у сучасних кардіодіагностичних системах.

6. На основі нової математичної моделі та розроблених у дисертації методів опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю, модернізовано багатофункціональний програмний комплекс для моделювання та автоматизованого аналізу широкого класу циклічних сигналів серця для потреб функціональної медичної діагностики. А саме, як складову цього програмного комплексу, розроблено систему комп'ютерних програм для автоматизованого

формування та статистичного аналізу серцевого ритму на базі векторного ритмокардіосигналу, що розширило функціональні можливості існуючого програмного комплексу та дало змогу в автоматичний спосіб здійснювати аналіз серцевого ритму із підвищеною інформативністю.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Stein PK, Ehsani AA, Domitrovich PP, Kleiger RE, Rottman JN. The effect of exercise training on heart rate variability in healthy older adults. *Am Heart J*, 1999.
- [2] The study of heart-rate variability. Editet by R.I. Kitney and O. Rompelman. Clarendon press. Oxford. 1980.
- [3] Рябыкина Г.В., Соболев А.В. Вариабельность ритма сердца. М.: изд-во "Оверлей ", 2001.200 с.
- [4] Попов В.В., Фрицше Л.Н. Вариабельность сердечного ритма: возможности применения в физиологии и клинической медицине. Український медичний часопис. Актуальні питання клінічної практики. [№2\(52\)III–IV.–2006.](#) [Електронний ресурс]. Доступно: <https://www.umj.com.ua/article/503/variabelnost-serdechnogo-ritma-vozmozhnosti-primeneniya-v-fiziologii-i-klinicheskoy-medicine>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.
- [5] Пробы с дозированной физической нагрузкой. Компендиум. Специализованное медицинское интернет-издание для врачей, провизоров, фармацевтов, студентов медицинских и фармацевтических вузов. [Електронний ресурс]. Доступно: <https://compendium.com.ua/clinical-guidelines/cardiology/section-5/glava-2-proby-s-dozirovannoj-fizicheskoy-nagruzkoy/>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.
- [6] Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (часть 1). Вестник аритмологии №24. Российский научно-практический рецензируемый журнал. Санкт-петербургское общество кардиологов им. Г.Ф. Ланга, 2002. [Електронний ресурс]. Доступно: <http://www.vestar.ru/article.jsp?id=1267#top>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.
- [7] Лупенко С.А. Комп'ютерна логіка. Підручник/ С.А. Лупенко// –Львів: Магнолія 2006, 2017. –с.640. ISBN 978-617-574-132-0.
- [8] Лупенко С.А. Теоретичні основи моделювання та опрацювання циклічних сигналів в інформаційних системах/ С.А. Лупенко // – Львів: Магнолія 2006, 2016. –с.344. ISBN 978-617-574-108-5.
- [9] Лупенко С., Сверстюк А., Луцик Н., Стадник Н., Зозуля А. Умовний циклічний випадковий процес як математична модель коливних сигналів та процесів

із подвійною стохастичністю. *Поліграфія і видавнича справа. Printing and Publishing*, No.1 (71) 2016. Львів, 2016. С. 147-159.

[10] Lupenko S., Osukhivska H., Lutsyk N., Stadnyk N., Zozulia A., Shablii N. The comparative analysis of mathematical models of cyclic signals structure and processes. *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University*, No 2 (82). Ternopil 2016, pp. 115-127.

[11] Lupenko S., Orobchuk O., Stadnik N., Zozulya A. Modeling and signals processing using cyclic random functions. *13th IEEE International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)*, September 11-14 2018. — Lviv, Ukraine, 2018. —T. 1, pp. 360-363.

[12] Lupenko S., Lutsyk N., Yasniy O., Zozulia A. The Modeling and Diagnostic Features in the Computer Systems of the Heart Rhythm Analysis with the Increased Informativeness. *2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)*. IEEE, 2019, pp. 121-124.

[13] Мойсеєнко В.О. Можливості кардіоінтервалографії у діагностиці та контролі за лікуванням порушень вегетативної регуляції серцево-судинної системи у хворих на хронічний гломерулонефрит / В.О. Мойсеєнко, Т.Д. Никула, О.В. Біякова, О.І. Парафенко. – Вестник Харьковского национального университета имени В.Н. Каразина. Серия «Медицина», 2005.

[14] Усынин А.М., Рогозин А.Н., Вагнер Н.И., Кононов Д.Ю. Информативность переходного процесса сердечного ритма в оценке вегетативной реактивности на эмоциональный стресс у школьников // Цифровые радиоэлектронные системы (электронный журнал). 1999. №3. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.prima.tu-chel.ac.ru/drs.html>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.

[15] Heart rate variability. Standarts of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (Membership of the Task Force listed in the Appendix). *Europ Heart J*, 1996; 17: 354-81.

[16] Bigger JT, Fleiss LF, Steinman RC, Rolnitzky LM, Schneider WJ, Stein PK. RR variability in healthy, middle-age persons compared with patients with chronic coronary heart disease or recent acute myocardial infarction. *Circulation*, 1995.

[17] Singh N., Kegan J., M., Wilcox J., C., Hadley D., Plews D., and Froelcher V. "Heart Rate Variability: An Old Metric with New Meaning in the Era of using mHealth Technologies for Health and Exercise Training Guidance. Part One: Physiology and Methods" *Arrhythmia & electrophysiology Review*, vol. 7, 2018, pp 193–198.

[18] Hoang C., Kien N., Dung N. "A Review of Heart Rate Variability and its Applications" *APCBEE Procedia*, vol. 7, 2013, pp 80–85.

[19] Ритм сердца у спортсменов / Под ред. Р.М. Баевского и Р.Е. Мотыленской. М.: Физкультура и спорт, 1986. 143 с.

[20] Хутиев Т.В., Антомонов Ю.Г., Котова А.Б., Пустовойт О.Г. М. Управление физическим состоянием организма. Тренерующая терапия: Медицина, 1991. 256 с.

[21] Шлык Н.И., Зуфарова Э.И. Нормативы показателей variability сердечного ритма у исследуемых 16-21 года с разными преобладающими типами вегетативной регуляции. *Вестник Удмуртского университета*. 2013. Вып. 4 с.96-105.

[22] Михайлов В.М. Variability ритма сердца: опыт практического применения метода. Из-во: Ивановская государственная медицинская академия, 2003. 290 с.

[23] Михайлов В.М. Значение оценки variability сердечного ритма и эргометрических показателей при проведении велоэргометрической пробы, дозируемой по величине должного основного обмена у лиц молодого возраста. *Компьютерная электрокардиография на рубеже столетий*. Россия, Москва, 1999. с.95.

[24] Михайлов В.М. Нагрузочное тестирование под контролем ЭКГ: велоэргометрия, тредмилл-тест, степ-тест, ходьба. – Иваново, 2005. – 300 с.

[25] Буй Минь Зиеп, Таратухин Е. О возможности методики variability сердечного ритма // *Российский кардиологический журнал*. №6 (92) 2011 с. 69-75.

[26] Вариабельность сердечного ритма. Стандарт измерения, физиологической интерпретации и клинического использования. Рабочая группа Европейского Кардиологического Общества и Северо-Американского общества стимуляции и электрофизиологии. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.hrv.ru/index.html>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.

[27] Вариабельность сердечного ритма: физиологические механизмы, методы исследования, клиническое и прогностическое значение. Компендиум. Специализованное медицинское интернет-издание для врачей, провизоров, фармацевтов, студентов медицинских и фармацевтических вузов. [Электронный ресурс]. Доступно: <https://compendium.com.ua/clinical-guidelines/cardiology/section-5/glava-4-variabelnost-serdechnogo-ritma-fiziologicheskie-mehanizmy-metody-issledovaniya-klinicheskoe-i-prognosticheskoe-znachenie/>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.

[28] Вейн А.М., Айрапетянц М.Г., Хаспекова Н.Б., Кутерман Э.М., Каменецкая Б.И. Типы реакций ритма сердца на кратковременные нагрузки и их связь с психофизическими особенностями личности (формализованный подход), Физиология человека. 1988. Т.14, №26. с. 97.

[29] Денефіль О.В. Показники кардіоінтервалографії у студентів з різними вихідним типом вегетативної регуляції // Вісник проблем біології медицини. Вип. 1, том 2 (99), 2013. с. 324-328.

[30] Баевский Р.М., Иванов Г.Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2001. – №3. – С. 106-127.

[31] Sandeep Raj, Kailash Chandra Ray. Sparse representation of ECG signals for automated recognition of cardiac arrhythmias, Expert Systems with Applications, Vol. 105, 2018. P. 49-64, <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2018.03.038>.

[32] Xunde Dong, Cong Wang, Wenjie Si. ECG beat classification via deterministic learning // Neurocomputing, Vol. 240, 2017. P. 1-12, <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2017.02.056>.

[33] 14. R wave detection using fractional digital differentiation / [Ferdin Y., Herbeuval J.P., Charef A., Boucheham B.]. – ITBM-RBM. – Elsevier Inc., 2003. – Vol. 24. – pp. 273–280.

[34] Chen S.-W. A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising / S.-W. Chen, H.-C. Chen, H.-L. Chan // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – Elsevier Inc., 2006. – Vol. 82, pp. 187–195.

[35] Xue Q. Neural-network- based adaptive matched filtering for QRS detection / Q. Xue, Y.H. Hu, W.J. Tompkins // IEEE Trans. Biomed. Eng., 1992. – Vol. 39(4). – pp. 317–329.

[36] Li C. Detection of ECG characteristic points using the wavelet transform / C. Li, C. Zheng, C. Tai // IEEE Trans. Biomed. Eng., 1995. – Vol. 42. – pp. 21–28.

[37] Hamilton P.S. Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH Arrhythmia database / P.S. Hamilton, W.J. Tompkins // IEEE Transactions on Biomed. Eng., 1986. – Vol. 33.– pp. 1157–1165.

[38] Pan J. A real-time QRS detection algorithm / J. Pan, W.J. Tompkins // IEEE Trans. Biomed. Eng., 1985. – Vol. 32. – No. 3. – pp. 230–236.

[39] Khaled Daqrouq QRS Complex Detection Based on Symmlets Wavelet Function / Khaled Daqrouq, Ibrahim N. AbuIsbeih, Abdel-Rahman Al-Qawasmi. 5th International MultiConference on Systems, Signals and Devices. 2008.

[40] Santanu Sahoo, Prativa Biswal, Tejaswini Das, Sukanta Sabut. De-noising of ECG Signal and QRS Detection Using Hilbert Transform and Adaptive Thresholding, Procedia Technology, Vol. 25, 2016. P. 68-75, <https://doi.org/10.1016/j.protcy.2016.08.082>.

[41] Баевский Р.М., Берсенева А.П. Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. М.: Медицина, 1997. 265 с.

[42] Метод последовательного парного анализа ритма сердца по интервалам RR // Радиоэлектроника, физика и математика в биологии и медицине. Власов Ю.А., Яшков В.Г., Якименко А.В. и др. Новосибирск, 1971. с. 9-14.

- [43] Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М.: Наука, 1984. 225 с.
- [44] Федорів Р.Ф. Статистична радіометрія. К.: Наукова думка, 1979. 263 с.
- [45] Машин В.А. Анализ вариабельности сердечного ритма с помощью метода графа // Физиология человека. 2002. Т 28, № 4. с. 63-73.
- [46] Поллард Дж. Справочник по вычислительным методам статистики / Пер. с англ. В.С. Занадворова; Под.ред. и с предисл. Е.М. Четыркина. М.: Финансы и статистика, 1982. 344 с.
- [47] Реброва О. Ю. Статистический анализ медицинских данных. Применение пакета прикладных программ STATISTICA. М.: Медиа Сфера. 2003. 312 с.
- [48] Шметтерер Л. Введение в математическую статистику. М.: Наука, 1976. 520 с.
- [49] Уилкс С. Математическая статистика. Пер.с англ. М.: Наука, 1967. 632 с.
- [50] Sassi R., Cerutti S., Lombardi F., and etc. Advances in heart rate variability signal analysis: joint position statement by the e-Cardiology ESC Working Group and the European Heart Rhythm Association co-endorsed by the Asia Pacific Heart Rhythm Society. EP Europace, vol. 17, 2015, pp 1341–1353.
- [51] Sandeep Raj, Kailash Chandra Ray. Sparse representation of ECG signals for automated recognition of cardiac arrhythmias // Expert Systems with Applications, Vol. 105, 2018. P. 49-64, <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2018.03.038>.
- [52] Chouhan V.S., Mehta S.S., Lingayat N.S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG // IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security. 2008. Vol. 8. P. 185-190.
- [53] Israa Shaker Tawfic, Sema Koc Kayhan. Improving recovery of ECG signal with deterministic guarantees using split signal for multiple supports of matching pursuit (SS-MSMP) algorithm // Computer Methods and Programs in Biomedicine, Vol. 139, 2017. P. 39-50, <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2016.10.014>.
- [54] Jorna P.G.A.M. Spectral analysis of heart rate and psychological state: A review of its validity as a workload index // Biological psychology. 1992. Vol. 34. pp. 237-257.

[55] Toichi M., Sugiura T., Murai T., Sengoku A. A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval // J. Auton. Nerv. Syst. 1997 Jan., 12; 62(1-2): pp. 79-84.

[56] G. S. Brandão et al. Analysis of heart rate variability in the measurement of the activity of the autonomic nervous system: technical note // Manual Therapy, Posturology & Rehabilitation Journal, 12, pp. 243–251, 2014.

[57] S. A. Kotel'nikov et al. Cardiac rhythm variability: approaches to mechanismst // Human Physiology, 28, pp. 114–127, 2002.

[58] Рагозин А.Н. Анализ спектральной структуры нестационарных физиологических сигналов на плоскости комплексных частот // Цифровые радиоэлектронные системы (электронный журнал). – 1999. № 3. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.prima.tu-chel.ac.ru/drs.html>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.

[59] Рагозин А.Н. Спектральный анализ variability сердечного ритма на плоскости комплексных частот // Уральский кардиологический журнал. 2000. вып.2. . [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.prima.susu.ac.ru/drs.html>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.

[60] Рагозин А.Н., Кононов Д.Ю., Карманов Ю.Т. Классический спектральный анализ, авторегрессионные модели, анализ на плоскости комплексных частот в оценке структуры колебаний сердечного ритма // Цифровые радиоэлектронные системы (электронный журнал). 2000. № 4. [Электронный ресурс]. Доступно: <http://www.prima.tu-chel.ac.ru/drs.html>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.

[61] S. A. Kotel'nikov et al. Cardiac rhythm variability: approaches to mechanisms // Human Physiology, 28, pp. 114–127, 2002.

[62] Development of a Matlab Software for Analysis of Heart Rate Variability / J.L. Carvalho, A.F. Rocha, F.A. Oliveira Nascimento // 6th International Conf. Signal Processing, ICSP'02: proc. conf. – Beijing, China, 2002. – Vol. 2. – pp. 1488-1491.

[63] Jorna P.G.A.M. Spectral analysis of heart rate and psychological state: A review of its validity as a workload index // *Biological psychology*. 1992. Vol. 34. pp. 237-257.

[64] Mietus JE, Peng C-K, Henry I, Goldsmith RL, Goldberger AL. The pNNx files: re-examining a widely used heart rate variability measure // *Heart*, 2002.

[65] Normal Sinus Rhythm RR Interval Database. Published: March 3, 2003. Version: 1.0.0 [Электронный ресурс]. Доступно: <https://physionet.org/content/nsr2db/1.0.0/>. Дата звернення: Квіт. 9, 2020.

[66] Palazzolo J.A., Estafanous F.G., Murray P.A. Entropy measures of heart rate variation in conscious dogs // *Am. J. Physiol.* – 1998. – Vol. 274(4 Pt. 2): H1099- H1105.

[67] Smith R.L. Estimating dimension in noisy chaotic time series // *Royal Statistical Society*. 1992. Vol. 54, №2. pp. 329-351.

[68] Toichi M., Sugiura T., Murai T., Sengoku A. A new method of assessing cardiac autonomic function and its comparison with spectral analysis and coefficient of variation of R-R interval // *J. Auton. Nerv. Syst.* 1997 Jan., 12; 62(1-2): pp. 79-84.

[69] Баевский Р.М., Никулин Г.А. Холтеровское монитирование в космической медицине: анализ вариабельности сердечного ритма // *Вестник аритмологии*. 2001. №16. с. 6-15.

[70] Воробьев В.И. Исследование математико-статистических и периодических характеристик сердечного ритма спортсменов // *Теор. и практ. физ. культ.*, 1980, № 2, с. 21–24.

[71] Воскресенский А.Д., Вентцель М.Д. Статистический анализ сердечного ритма и показателей гемодинамики в физиологических исследованиях. М.: Наука, 1974. 221 с.

[72] Габинский Я.Л. Вариационная пульсометрия и автокорреляционный анализ в оценке экстракардиальной регуляции сердечного ритма: Автореф. дисс. канд. мед. наук. / Свердлов. мед. ин-т. 1982. 22 с.

[73] Гаврилушкин А.П., Маслюк А.П. Теоретические и практические аспекты нелинейных хаотических колебаний ритма сердца. Медленные колебательные процессы в организме человека // *Теоретические и прикладные аспекты нелинейной*

динамики, хаоса и фракталов в физиологии и медицине. Материалы 3-го Всероссийского симпозиума 21-25 мая 2001 г. Новокузнецк, 2001. с. 37-48.

[74] Кулаичев А.П. Анализ variability сердечного ритма. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика: учебное пособие. 4-е изд., перераб. и доп. М.: ФОРУМ: ИНФРА, 2007. 640 с.

[75] Жемайтис Д. Система автоматизированного анализа ритмограммы // Анализ сердечного ритма. Вильнюс: Мокслас, 1982. с. 5-22.

[76] Хаятин В. М., Лукошкова Е.В. Колебания частоты сердцебиений: спектральный анализ // Вестник аритмологии. 2002. № 26. с. 10-21.

[77] Сидоренко Г.И., Афанасьев Г.К., Никитин Я.Г. Статистический анализ сердечного ритма с применением моментов высших порядков // Кардіологія, 1975. Т. 15, № 12. с. 96.

[78] Рябыкина Г.В., Соболев А.В. Анализ variability ритма сердца // Кардіологія. 1996. №10. с.87-97.

[79] Розанов Ю.А. Теория вероятностей, случайные процессы и математическая статистика: Учебник для вузов. 2-е изд., доп. М.: Наука. Гл. ред. физ-мат. лит., 1989. 320с.

[80] Тихонов В.И. Статистическая радиотехника. М.: Радио и связь, 1982. – 624 с.

[81] Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю: Автореф. дис. канд. тех. наук. – Тернопіль, 2009. 18 с.

[82] Драган Я. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. - Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. - XVI+33 с.

[83] Драган Я.П., Яворський И.Н. Ритмика морского волнения и подводные акустические сигналы. - К.: Наук. Думка, 1982. - 248 с.

[84] Бойко І.Ф., Лозінська Є.В., Лупенко С.А. Оцінювання діагностичних ознак кардіоінтервалограми за функцією щільності розподілу // Електроніка та системи управління. НАУ. 2005. №3 (5). с.32-38.

[85] Бойко І.Ф., Лозінська Є.В., Лупенко С.А., Щербак Л.М. Методи аналізу кардіоінтервалограми людини в комп'ютерних діагностичних системах: класифікація та порівняльний аналіз // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Хмельницький: Навчальна книга, 2004. №1. с.141-147.

[86] Бойко І.Ф., Лозінська Є.В. Математичне моделювання тривалостей серцевого ритму. Всеукраїнська науково-практична конференція "Медична інформатика - 2005" Тернопільського державного медичного університету ім. І.Я.Горбачевського. Тернопіль. 2005. с.48-50.

[87] Лозінська Є.В. Методи прийняття рішень при діагностиці за кардіоінтервалограмою. Десята науково-технічна конференція Тернопільського державного технічного. Тернопіль, 2006. с.12.

[88] Лозінська Є.В. Методи статистичної обробки кардіоінтервалограми та діагностичні ознаки на базі її математичної моделі. Міжнародна науково-практична конференція "Дні науки '2005". Дніпропетровськ-Белгород: Наука і освіта, 2005. Т 18. с. 37-39.

[89] Лозінська Є.В. Уточнення математичної моделі кардіоінтервалограми при фізичних навантаженнях // Електроніка та системи управління. НАУ. 2006. №4 (10). с.71-77.

[90] Лозінська Є.В., Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Щербак Л.М. Імітаційне моделювання кардіоінтервалограми на ЕОМ при фізичних навантаженнях // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Хмельницький: Навчальна книга, 2002. №2. с.120-124.

[91] Лозінська Є.В., Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Щербак Л.М. Математичне моделювання кардіоінтервалограми при фізичних навантаженнях. VI Міжнародна науково-практична конференція "Наука і освіта '2003". Дніпропетровськ-Мелітополь, 2003. Т.30 с.39-41.

[92] Лозінська Є.В., Лупенко С.А. Математичне моделювання та методи обробки кардіоінтервалограми людини в сучасних комп'ютерних діагностичних системах. Восьма науково-технічна конференція Тернопільського державного технічного університету. Тернопіль, 2004. с.63.

[93] Лозінська Є.В., Лупенко С.А. Моделювання тривалості серцевих скорочень при фізичних навантаженнях. Сьома науково-технічна конференція Тернопільського державного технічного університету. – Тернопіль, 2003. с.12.

[94] Лозінська Є.В., Лупенко С.А., Осухівська Г.М. Обґрунтування математичної моделі кардіоінтервалограми при фізичних навантаженнях. Дев'ята науково-технічна конференція Тернопільського державного технічного університету. Тернопіль, 2005. с.63.

[95] Лозінська Є.В., Лупенко С.А., Щербак Л.М. Математична модель та методи обробки кардіоінтервалограми при фізичних навантаженнях в задачах діагностики адаптивних можливостей організму людини // Вісник Тернопільського державного технічного університету. 2003. Т.8, №4. с.97-105.

[96] Лозінська Є.В., Лупенко С.А., Щербак Л.М. Математична модель тривалості серцевих скорочень при фізичних навантаженнях для діагностики адаптивних можливостей організму людини по зареєстрованій електрокардіограмі. Шоста науково-технічна конференція Тернопільського державного технічного університету. Тернопіль, 2002. с.63.

[97] Лупенко С., Студена Ю. Математичне моделювання сигналів серця в задачах технічної кардіометрії на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу // Вісник Тернопільського державного технічного університету. — Тернопіль, 2006. — Т. 11, № 1. — С. 134–142.

[98] Лупенко С. А. Статистичний сумісний аналіз кардіосигналів на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів / С. А. Лупенко, Я. В. Литвиненко, А. С. Сверстюк // Електроніка та системи управління / Національний авіаційний університет. — Київ, 2008. — № 4 (18). — С. 22–29.

[99] Литвиненко Я. Методи статистичної обробки сигналів серця на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу із зонною часовою структурою / Я. Литвиненко, С. Лупенко, Ю. Студена // Вісник Тернопільського державного технічного університету. — Тернопіль, 2006. — Т. 11, № 4. — С. 189–200.

[100] Лупенко С.А. Теоретичні основи моделювання та опрацювання циклічних сигналів в інформаційних системах. Наукова монографія. Львів: Магнолія 2006, 2016. –с.344. ISBN 978-617-574-108-5.

[101] Lupenko S. [Cyclic Linear Random Process As A Mathematical Model Of Cyclic Signals](#) / S. Lupenko, N. Lutsyk, Y. Lapusta // *Acta mechanica et automatica* - 2015. - №9(4). - pp. 219-224.

[102] Lupenko S., Orobchuk O., Stadnik N., Zozulya A. Modeling and signals processing using cyclic random functions. *13th IEEE International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)*, September 11-14 2018. — Lviv, Ukraine, 2018. —Т. 1, pp. 360-363.

[103] Лупенко С., Зозуля А., Сверстюк А., Стадник Н. Математичне моделювання та методи опрацювання сигналів серця на базі циклічних випадкових процесів та векторів. *Sciences and Education a New Dimension. Natural and Technical Sciences*, VI(20), ISSUE 172, July 2018. Budapest 2018, pp. 47-54.

[104] Лупенко С., Сверстюк А., Луцик Н., Стадник Н., Зозуля А. Умовний циклічний випадковий процес як математична модель коливних сигналів та процесів із подвійною стохастичністю. *Поліграфія і видавнича справа. Printing and Publishing*, No.1 (71) 2016. Львів, 2016. С. 147-159.

[105] S. Lupenko, N. Lutsyk, O. Yasniy and Ł. Sobaszek. Statistical analysis of human heart with increased informativeness // *Acta mechanica et automatica*, vol. 12, 2018, pp. 311–315.

[106] Лупенко С.А., Литвиненко Я.В., Стадник Н.Б., Зозуля А.М., Сверстюк А.С. Умовний циклічний випадковий процес дискретного аргументу як узагальнена математична модель циклічних сигналів із подвійною стохастичністю. *Науковий журнал «Комп'ютерно-інтегровані технології: освіта, наука, виробництво»*, м. Луцьк – 2020. Випуск №39. С. 60-69.

[107] Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Математична модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових

послідовностей. *Сучасні інформаційні системи. Національний технічний університет «Харківський політехнічний університет»* Т.4. №2. С.42-47.

[108] Zozulia A., Lytvynenko Ia., Lutsyk N., Lupenko S., Yasniy O. Method of vector rhythmcardiosignal automatic generation in computer-based systems of heart rhythm analysis. *Scientific Journal of TNTU*. Tern. : TNTU, 2020. Vol 97. No 1, pp. 122–132.

[109] Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Методи статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю на основі його моделі у вигляді вектора стаціонарних випадкових послідовностей. *Системи управління, навігації та зв'язку. Полтавський національний технічний університет імені Юрія Кондратюка*. 2(60) 2020. С.75-85.

[110] Sahambi J.S., Tandon S.B. Using wavelet transform for ECG characterization // *IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2000. Vol. 9. P. 1532- 1546.

[111] Chouhan V.S., Mehta S.S., Lingayat N.S. Delineation of QRS-complex, P and T-wave in 12-lead ECG // *IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security*. 2008. Vol. 8. P. 185-190.

[112] Laguna P., Jane R., Caminal P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals // *Computers and Biomedical Research*. 1994. Vol. 27. P. 45-60.

[113] Talmon J.L., Van Bommel J.H. Template wave-form recognition revisited. Results of CSE database // *Proc. of Comput. Cardiol. 10-th Annu. meet. Aachen., Okt., 1983. Los Angeles. Calif., 1983. P. 246-252.*

[114] Vitec M.A. Hrubes J., Kozumplik J. Wavelet-based ECG delineation in Multilead ECG signals: Evaluation on the CSE Database // *IFMBE Proceedings*. 2009. Vol.25. P. 177-180.

[115] I.V. Lytvynenko. The method of segmentation of stochastic cyclic signals for the problems of their processing and modeling/ I.V. Lytvynenko // *Journal of Hydrocarbon Power Engineering, Oil and Gas Measurement and Testing*. 2017, Vol. 4, No. 2, pp. 93-103.

[116] Гихман И.И., Скороход А.В., Ядренко М.Й. Теория вероятностей и математическая статистика. К.: Вища школа, 1979. 408 с.

[117] Барковський В., Барковська Н., Лопатін О. Теорія ймовірностей та математична статистика. ТОВ «Видавництво "Центр навчальної літератури"» 2017, 424 с.

[118] Айвазян С.А., Енюков И.С., Мешалкин Л.Д. Прикладная статистика. Основы моделирования и первичная обработка данных. М.: Финансы и статистика, 1983. 472 с.

[119] Луцик Н.С., Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Зозуля А.М. Програмний комплекс для морфологічного аналізу та аналізу серцевого ритму з підвищеною інформативністю. *Журнал Вінницького національного технічного університету «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія»*. Вінниця, 2016. №1 (35). С. 13–22.

[120] Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Програмний комплекс для автоматизованого аналізу серцевого ритму на основі векторного ритмокардіосигналу. *Математичне моделювання в економіці. Інститут телекомунікацій і глобального інформаційного простору НАН України*, м. Київ – 2020. – № 1. С. 27–38.

[121] Zozulia A., Lutsyk N., Lupenko S. Scientific and methodological approach to modeling, processing and computer simulation of heart signals. *VI międzynarodowa konferencja studentów oraz doktorantów „Inżynier XXI wieku”* 02.12. 2016. – Bielsko-Biała, Poland 2016, pp. 483-488. ISBN 978-83-65182-51-7.

[122] Лупенко С.А., Шаблій Н.Р., Стадник Н.Р., Зозуля А.М. Лінійні циклічні випадкові функції як математичні моделі сигналів та просторово-часових полів серця. *Матеріали V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "Актуальні задачі сучасних технологій"*, 17-18 листопада 2016 р. – Тернопіль: ТНТУ, 2016. С. 65-66.

[123] Свідоцтво № 98121 Україна. Комп'ютерна програма “Статистична обробка векторного ритмокардіосигналу” (“ST_C”) / Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М.; опубл. 20.06.2020.

[124] Я.В. Литвиненко, С.А. Лупенко, А.С. Сверстюк. Програмний комплекс для обробки та моделювання синхронно зареєстрованих кардіосигналів з використанням моделей та методів теорії циклічних функціональних відношень. Вісник Хмельницького національного університету. 2009. №5. С.80-87.

ДОДАТКИ

Додаток А

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ ТА
ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Праці, в яких опубліковано основні наукові результати дисертації:

1. Лупенко С., Зозуля А., Сверстюк А., Стадник Н. Математичне моделювання та методи опрацювання сигналів серця на базі циклічних випадкових процесів та векторів. *Sciences and Education a New Dimension. Natural and Technical Sciences*, VI(20), ISSUE 172, July 2018. Budapest 2018, pp. 47-54. (Індексується в Index Copernicus).
2. Луцик Н.С., Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Зозуля А.М. Програмний комплекс для морфологічного аналізу та аналізу серцевого ритму з підвищеною інформативністю. *Журнал Вінницького національного технічного університету «Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія»*. Вінниця, 2016. №1 (35). С. 13–22. (Індексується в Index Copernicus).
3. Лупенко С., Сверстюк А., Луцик Н., Стадник Н., Зозуля А. Умовний циклічний випадковий процес як математична модель коливних сигналів та процесів із подвійною стохастичністю. *Поліграфія і видавнича справа. Printing and Publishing*, No.1 (71) 2016. Львів, 2016. С. 147-159. (Індексується в Index Copernicus).
4. Lupenko S., Osukhivska H., Lutsyk N., Stadnyk N., Zozulia A., Shablii N. The comparative analysis of mathematical models of cyclic signals structure and processes. *Scientific Journal of the Ternopil National Technical University*, No 2 (82). Ternopil 2016, pp. 115-127. (Індексується в Index Copernicus).
5. Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Методи статистичного опрацювання ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю на основі його моделі у вигляді вектора стаціонарних випадкових послідовностей. *Системи управління, навігації та зв'язку. Полтавський національний*

технічний університет імені Юрія Кондратюка. 2(60) 2020. С.75-85. (Індексується в Index Copernicus).

6. Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Математична модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей. *Сучасні інформаційні системи. Національний технічний університет «Харківський політехнічний університет»* Т.4. №2. С.42-47.

7. Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Ониськів П.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М. Програмний комплекс для автоматизованого аналізу серцевого ритму на основі векторного ритмокардіосигналу. *Математичне моделювання в економіці. Інститут телекомунікацій і глобального інформаційного простору НАН України*, м. Київ – 2020. – № 1. С. 27–38. (Індексується в Index Copernicus).

8. Лупенко С.А., Литвиненко Я.В., Стадник Н.Б., Зозуля А.М., Сверстюк А.С. Умовний циклічний випадковий процес дискретного аргументу як узагальнена математична модель циклічних сигналів із подвійною стохастичністю. *Науковий журнал «Комп'ютерно-інтегровані технології: освіта, наука, виробництво»*, м. Луцьк – 2020. Випуск №39. С. 60-69. (Індексується в Index Copernicus).

9. Zozulia A., Lytvynenko Ia., Lutsyk N., Lupenko S., Yasniy O. Method of vector rhythmcardiosignal automatic generation in computer-based systems of heart rhythm analysis. *Scientific Journal of TNTU*. Tern. : TNTU, 2020. Vol 97. No 1, pp. 122–132. (Індексується в Index Copernicus).

10. Зозуля А.М. Стан дослідження та використання електричних сигналів серця людини. *Збірник наукових праць Севастопольського національного інституту атомної енергії та промисловості*. №10. 2004. С.100-114.

Праці, які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

11. Lupenko S., Orobchuk O., Stadnik N., Zozulya A. Modeling and signals processing using cyclic random functions. *13th IEEE International Scientific and Technical Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT)*, September 11-14 2018. — Lviv, Ukraine, 2018. —Т. 1, pp. 360-363. (Індексується в Scopus).

12. Lupenko S., Lutsyk N., Yasniy O., Zozulia A. The Modeling and Diagnostic

Features in the Computer Systems of the Heart Rhythm Analysis with the Increased Informativeness. *2019 9th International Conference on Advanced Computer Information Technologies (ACIT)*. IEEE, 2019, pp. 121-124. (Індексується в Scopus).

13. Zozulia A., Lutsyk N., Lupenko S. Scientific and methodological approach to modeling, processing and computer simulation of heart signals. *VI międzynarodowa konferencja studentów oraz doktorantów „Inżynier XXI wieku”* 02.12. 2016. – Bielsko-Biała, Poland 2016, pp. 483-488. ISBN 978-83-65182-51-7.

14. Драган Я., Зозуля А. Математична модель тонового сигналу для відшукування прихованих закономірностей ритміки серця людини. *Матеріали V наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя*, 24-26 квітня 2001 р. – Тернопіль: ТДТУ, 2001. С. 13.

15. Зозуля А. Відшукування прихованих закономірностей в кардіосигналах під час динамічного навантаження серця людини шляхом обробки їх математичної моделі. *Матеріали сьомої наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя*, 22-24 квітня 2003 р. – Тернопіль: ТДТУ, 2003. С. 10.

Праці, які додатково відображають наукові результати дисертації:

16. Trysnyuk V., Demydenko O., Smetanin K., Zozulia A. Improvement of the complex evaluation method of vital activity risks. *Conference Geoinformatics*, 2020. May 14-16, 2020. (Індексується в Scopus).

17. Лупенко С.А., Шаблій Н.Р., Стадник Н.Р., Зозуля А.М. Лінійні циклічні випадкові функції як математичні моделі сигналів та просторово-часових полів серця. *Матеріали V Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів "Актуальні задачі сучасних технологій"*, 17-18 листопада 2016 р. – Тернопіль: ТНТУ, 2016. С. 65-66.

18. Свідоцтво № 98121 Україна. Комп'ютерна програма “Статистична обробка векторного ритмокардіосигналу” (“ST_C”) / Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Триснюк В.М., Зозуля А.М.; опубл. 20.06.2020.

СТАТИСТИЧНЕ ОПРАЦЮВАННЯ СИГНАЛІВ СЕРЦЯ В ЗАДАЧАХ ЇХ МОРФОАНАЛІЗУ

У другому розділі дисертації показано, що на базі умовного циклічного випадкового процесу окрім аналізу серцевого ритму із підвищеною роздільною здатністю, можна здійснювати морфологічний аналіз кардіосигналів, що зводиться до статистичного аналізу будь-якої його ω' -реалізації $\{\xi_{\omega'}(\omega, t_{ml}^{\omega'}) \mid \omega \in \Omega, t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}\}$, яка є циклічним випадковим процесом із детермінованою функцією ритму $T_{\omega'}(t_{ml}^{\omega'}, n) \mid t_{ml}^{\omega'} \in \mathbf{D}_{\omega'}$ згідно із відомими методами статистичного опрацювання ймовірнісних характеристик циклічних випадкових процесів. У цьому додатку приведемо деякі результати морфологічного статистичного аналізу електрокардіосигналів, моделлю яких є циклічний випадковий процес. А також, приведемо ряд результатів морфологічного статистичного сумісного аналізу сукупності синхронно зареєстрованих електрокардіосигналів, моделлю якої є вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Дані результати ґрунтуються на роботах [11, 102], у яких дисертант був співавтором, і його вклад, переважно, стосувався прикладних аспектів проведених досліджень.

У рамках цих стохастичних математичних моделей статистичний аналіз сигналів серця полягає в оцінюванні його ймовірнісних характеристик. Запишемо формули для обчислення реалізацій відповідних статистичних оцінок ймовірнісних характеристик циклічного кардіосигналу у випадку, коли задана деяка довга його реалізація $\xi_{\omega}(t), t \in \widehat{\mathbf{W}}$, яка містить достатньо велику кількість його повних циклів

$\widehat{\mathbf{W}} = \bigcup_{m=1}^M \mathbf{W}_{c_m}$. Так, реалізація статистичної оцінки математичного сподівання

кардіосигналу за його реалізацією $\xi_{\omega}(t), t \in \widehat{\mathbf{W}}$ дорівнює:

$$\hat{m}_{\xi}(t) = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} \xi_{\omega}(t + T(t, n)), t \in \mathbf{W}_{c_1} = [\tilde{t}_1, \tilde{t}_2), \quad (\text{Б.1})$$

де $t_1 \neq 0$ - у загальному випадку.

Реалізація статистичної оцінки дисперсії:

$$\hat{d}_{\xi}(t) = \frac{1}{M-1} \cdot \sum_{n=0}^{M-1} \left[\xi_{\omega}(t+T(t,n)) - \hat{m}_{\xi}(t+T(t,n)) \right]^2, t \in \mathbf{W}_{c_1} = [\tilde{t}_1, \tilde{t}_2]. \quad (\text{Б.2})$$

Реалізація статистичної оцінки змішаної початкової моментної функції порядку $p = \sum_{i=1}^k R_i$:

$$\begin{aligned} \hat{c}_{p_{\xi}}(t_1, \dots, t_k) = \\ = \frac{1}{M - M_1 + 1} \cdot \sum_{n=0}^{M-M_1} \left[\xi_{\omega}^{R_1}(t_1 + T(t_1, n)) \cdot \dots \cdot \xi_{\omega}^{R_k}(t_k + T(t_k, n)) \right], t_1 \in \mathbf{W}_{c_1}, t_2, \dots, t_k \in \bigcup_{m=1}^{M_1} \mathbf{W}_{c_m}, \end{aligned} \quad (\text{Б.3})$$

де M_1 ($M_1 \ll M$) - кількість циклів, у рамках яких набирають свої значення аргументи $t_2, \dots, t_k$.

Запишемо формули для обчислення реалізацій відповідних статистичних оцінок імовірнісних характеристик вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, за умови, коли задана деяка довга його реалізація $\xi_{\omega}(t), t \in \hat{\mathbf{W}}$,

яка містить достатньо велику кількість його повних циклів $\hat{\mathbf{W}} = \bigcup_{m=1}^M \mathbf{W}_{c_m}$. У такому

разі, реалізація статистичної оцінки змішаної початкової моментної функції порядку

$$p = \sum_{j=1}^k R_j :$$

$$\begin{aligned} \hat{c}_{p_{\xi_{i_1} \dots i_k}}(t_1, \dots, t_k) = \frac{1}{M - M_1 + 1} \cdot \sum_{n=0}^{M-M_1} \left[\xi_{i_{t_1}}^{R_1}(t_1 + T(t_1, n)) \cdot \dots \cdot \xi_{i_{t_k}}^{R_k}(t_k + T(t_k, n)) \right], \\ t_1 \in \mathbf{W}_{c_1}, t_2, \dots, t_k \in \bigcup_{m=1}^{M_1} \mathbf{W}_{c_m}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}. \end{aligned} \quad (\text{Б.4})$$

Реалізація статистичної оцінки змішаної центральної моментної функції

порядку $p = \sum_{j=1}^k R_j$:

$$\hat{r}_{p_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}}(t_1, \dots, t_k) = \frac{1}{M - M_1} \sum_{n=0}^{M-M_1} \left(\xi_{i_{\omega}}^{R_1}(t_1 + T(t_1, n)) - \hat{m}_{\xi_{i_1}}(t_1 + T(t_1, n)) \right)^{R_1} \cdot \dots \cdot \left(\xi_{i_{k\omega}}^{R_k}(t_k + T(t_k, n)) - \hat{m}_{\xi_{i_k}}(t_k + T(t_k, n)) \right)^{R_k}, t_1 \in \mathbf{W}_{c_1}, t_2, \dots, t_k \in \bigcup_{m=1}^{M_1} \mathbf{W}_{c_m}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}. \quad (\text{Б.5})$$

Розроблені методи статистичного оцінювання як для випадку одного циклічного випадкового процесу, так і для вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, ґрунтуються на припущенні, що є відомою функція ритму $T(t, n)$ циклічного випадкового процесу $\xi(\omega, t)$ чи циклічного випадкового вектора $\Theta_N(\omega, t)$, хоча в багатьох практичних випадках вона є невідомою і потребує свого попереднього визначення (оцінювання).

Як приклад, на рис. Б.1 подано результати статистичного оцінювання математичних сподівань електрокардіосигналу в II відведенні, які відповідають умовній нормі та патології.

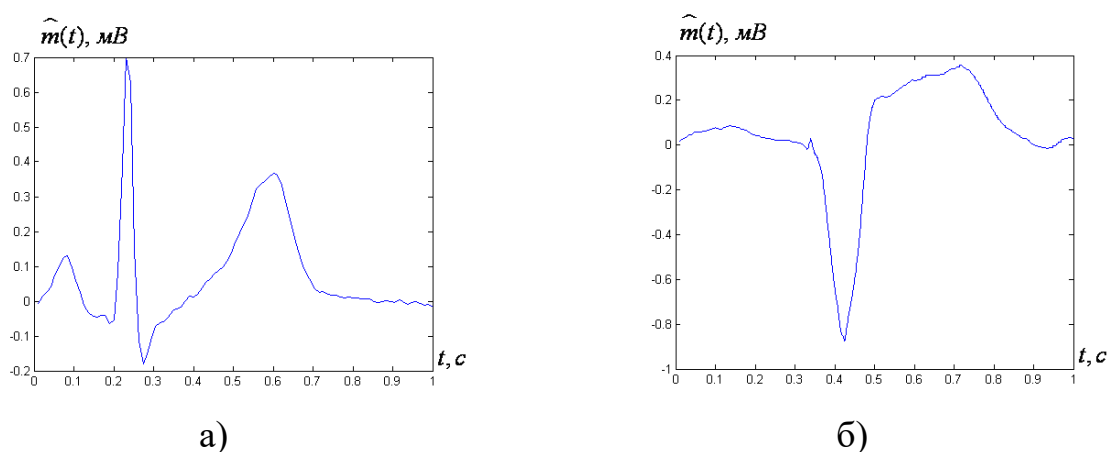


Рис. Б.1. Графіки реалізацій оцінок математичних сподівань електрокардіосигналів в II відведенні: а) діагноз: умовна норма; б) діагноз: нижній інфаркт міокарда

З метою зменшення розмірності простору діагностичних ознак як діагностичні ознаки у задачах морфоаналізу кардіосигналів пропонується використовувати коефіцієнти ортогональних розкладів статистичних оцінок математичного сподівання у ряд Фур'є. Як приклад, на рис. Б.2 та Б.3, подано результати розкладу у ряд Фур'є реалізації оцінок математичних сподівань електрокардіосигналу в II відведенні, які відповідають умовній нормі та патології.

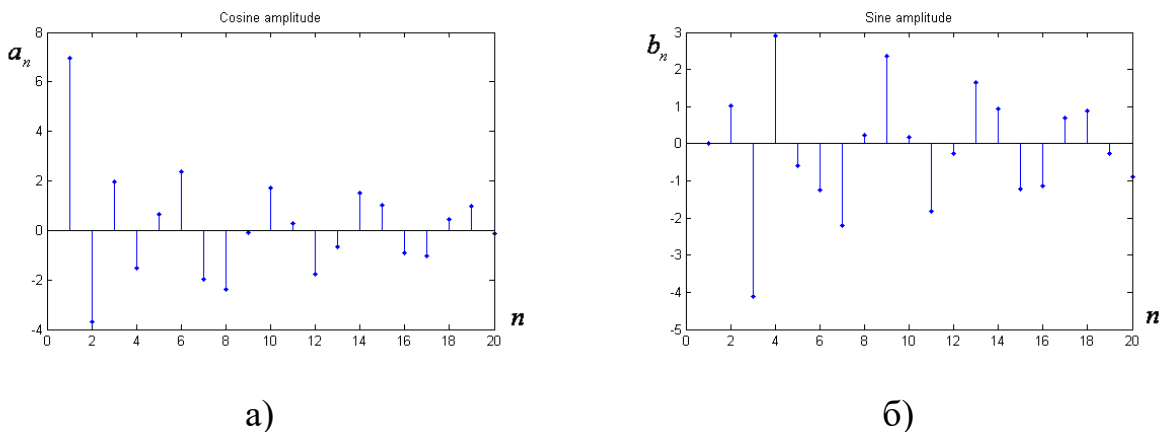


Рис.Б.2 Косинусний (а) та синусний (б) спектри реалізації оцінки математичного сподівання електрокардіосигналу в II відведенні (діагноз: умовна норма)

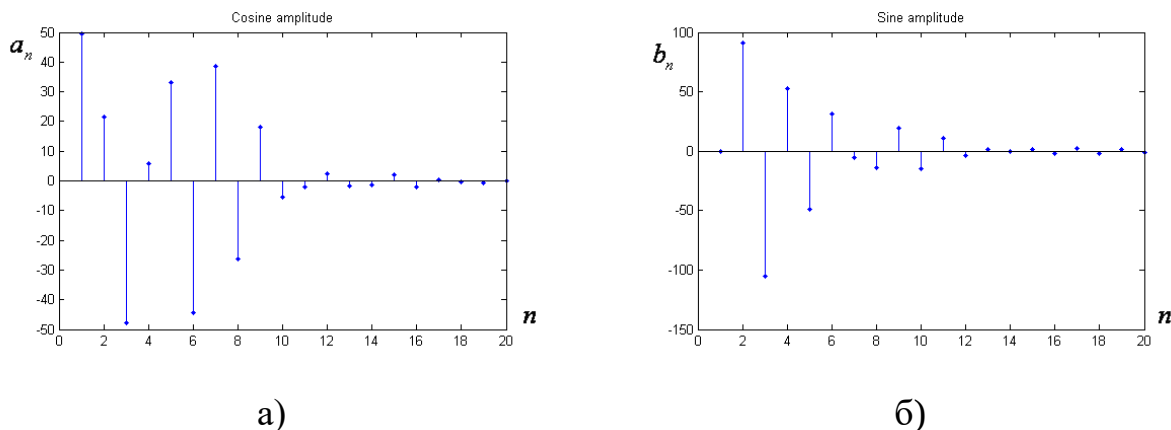


Рис.Б.3 Косинусний (а) та синусний (б) спектри реалізації оцінки математичного сподівання електрокардіосигналу в II відведенні (діагноз: нижній інфаркт міокарда)

Як видно із рисунків Б.2 та Б.3, має місце факт значної чутливості оцінки математичного сподівання та коефіцієнтів її розкладу у ряд Фур'є, до зміни стану серцево-судинної системи людини, що вказує на можливість їх використання як діагностичних ознак в автоматизованих системах кардіодіагностики.

З метою зменшення розмірності простору діагностичних ознак, при проведенні сумісного статистичного аналізу синхронно зареєстрованих кардіосигналів, як діагностичні ознаки пропонується використовувати коефіцієнти ортогональних розкладів статистичних оцінок взаємних кореляційних функцій компонент синхронно зареєстрованих кардіосигналів у двовимірний тригонометричний ряд Фур'є. На рисунках Б.4-Б.12, подано результати таких розкладів реалізації статистичних оцінок взаємних кореляційних функцій компонент синхронно зареєстрованих кардіосигналів, зокрема синхронно зареєстрованих електрокардіосигналів в II та V відведеннях, які відповідають умовній нормі та деяким патологіям.

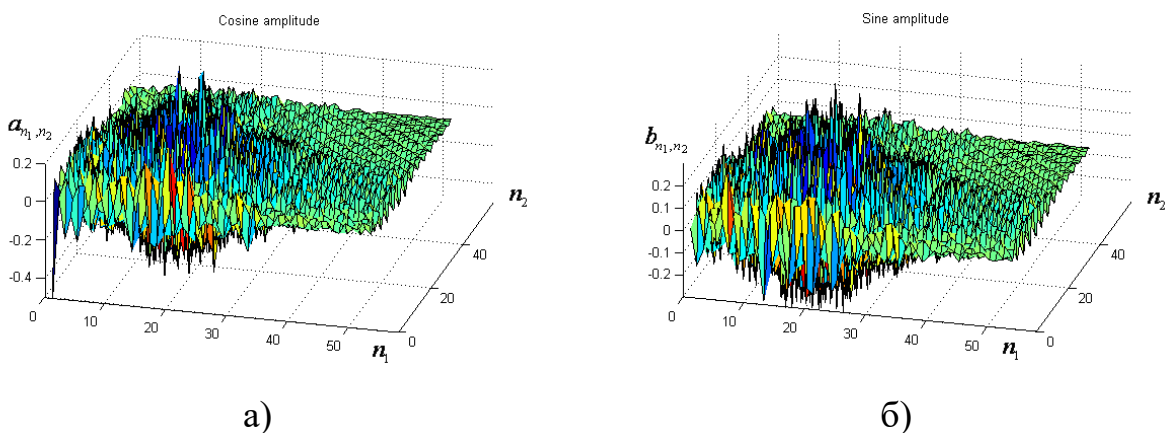
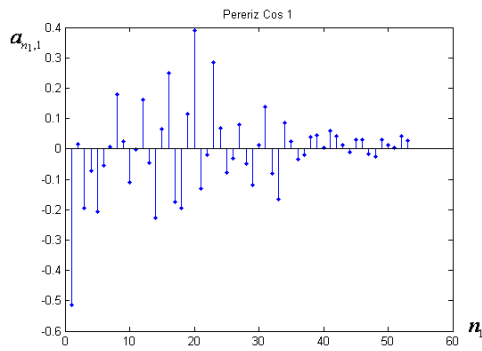
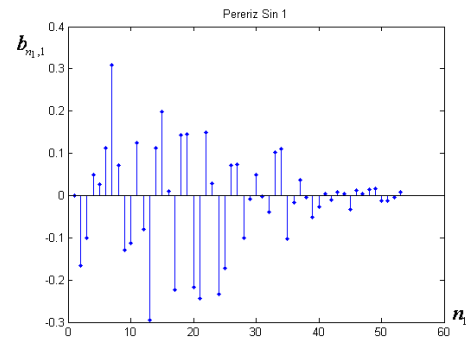


Рис.Б.4 Косинусний (а) та синусний (б) спектри реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: умовна норма)

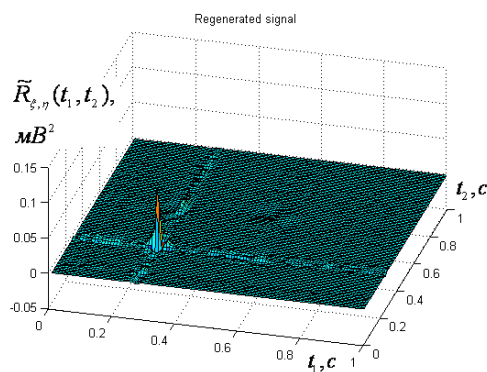


а)

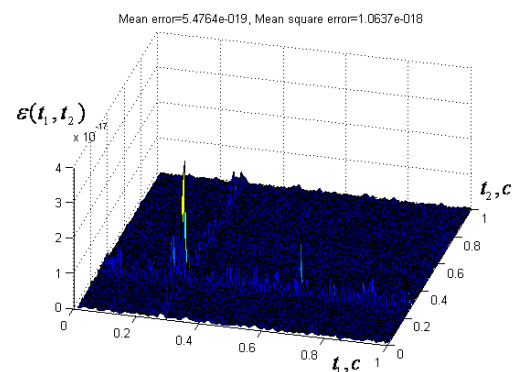


б)

Рис.Б.5 Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: умовна норма)

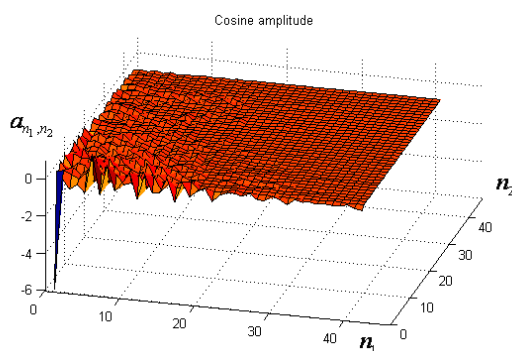


а)

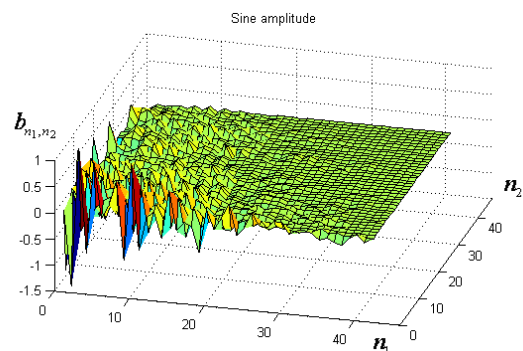


б)

Рис.Б.6 Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: умовна норма)



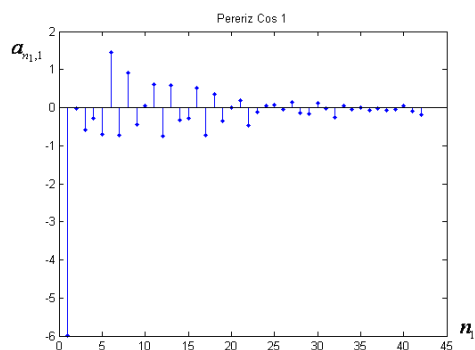
а)



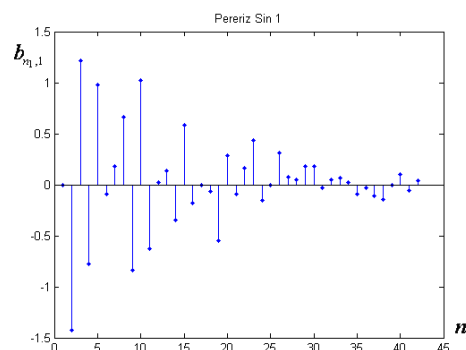
б)

Рис.Б.7 Косинусний (а) та синусний (б) спектри реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V

відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя)

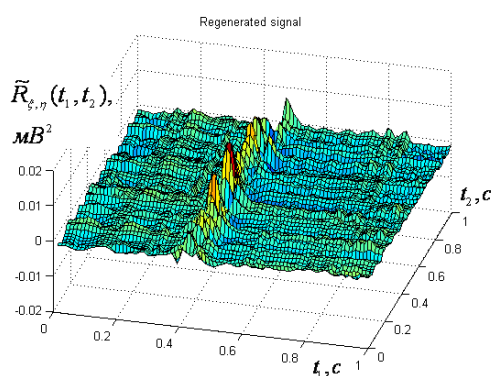


а)

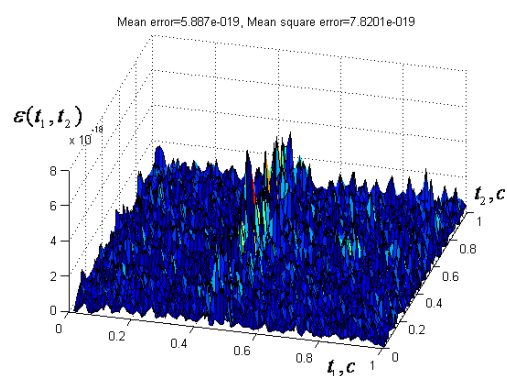


б)

Рис.Б.8 Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя)

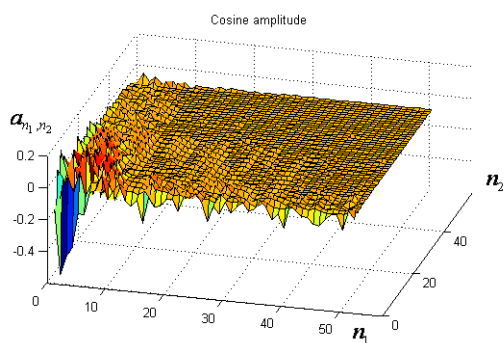


а)

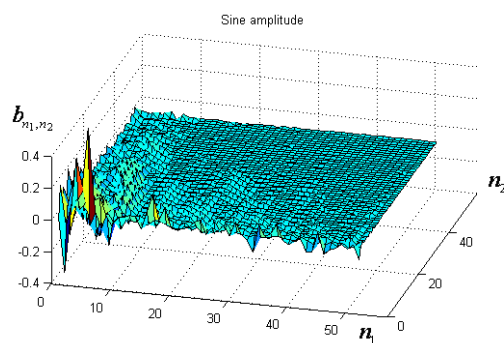


б)

Рис.Б.9 Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: гіпертрофія правого шлуночка та правого передсердя)



а)



б)

Рис.Б.10 Косинусний (а) та синусний (б) спектри реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда)

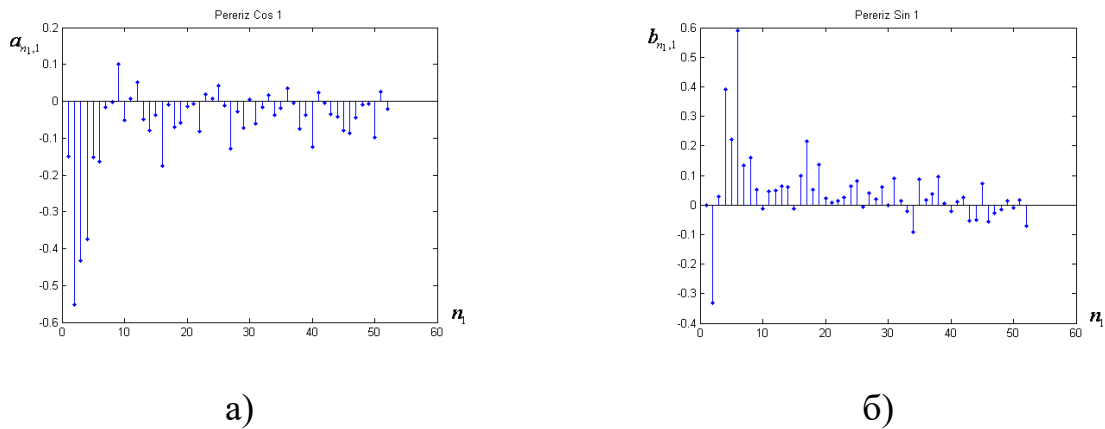


Рис.Б.11 Перерізи косинусного (а) та синусного (б) спектрів реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда)

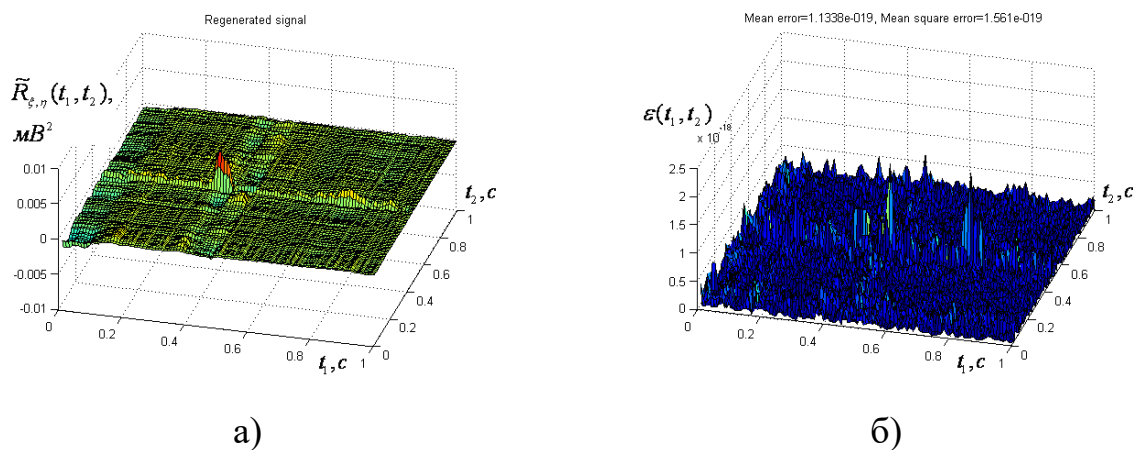


Рис.Б.12 Апроксимація (а) та похибка апроксимації (б) реалізації оцінки взаємної кореляційної функції синхронно зареєстрованих кардіосигналів в II та V відведеннях (діагноз: нижній інфаркт міокарда)

Як видно з рис. Б.4-Б.12, має місце факт значної чутливості оцінки взаємної кореляційної функції та коефіцієнтів її розкладу у двовимірний ряд Фур'є, до зміни стану серцево-судинної системи людини, що вказує на можливість їх використання як діагностичних ознак в автоматизованих системах комплексної кардіодіагностики.

Застосування моделей та методів теорії циклічних випадкових функцій завдяки врахуванню стохастичності, синхронності, циклічності сигналів серця, мінливості

часових інтервалів між однофазними значеннями в різних циклах кардіосигналу, а також внаслідок використання однотипних діагностичних ознак для різних класів кардіосигналів, уможливило підвищення точності, достовірності та інформативності автоматизованої діагностики функціонального стану серця.

**ПРОГРАМНИЙ КОДУ СИСТЕМИ КОМП'ЮТЕРНИХ ПРОГРАМ НА МОВІ
ПРОГРАМУВАННЯ ОБ'ЄКТ PASCAL ДЛЯ АНАЛІЗУ СЕРЦЕВОГО РИТМУ
ІЗ ПІДВИЩЕНОЮ ІНФОРМАТИВНІСТЮ ТА ФРАГМЕНТ ПРОГРАМНОГО
КОДУ МОДЕРНІЗОВАНОГО ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ**

```
unit Main;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms,
  Dialogs, StdCtrls, Buttons, Grids, ComCtrls, Menus, TeEngine, Series,
  ExtCtrls, TeeProcs, Chart, XPMan, TeeFunci;
type
  TMainForm = class(TForm)
    MainMenu1: TMainMenu;
    File1: TMenuItem;
    About1: TMenuItem;
    Open1: TMenuItem;
    Save1: TMenuItem;
    N1: TMenuItem;
    Exit1: TMenuItem;
    PageControl1: TPageControl;
    TabSheet1: TTabSheet;
    TabSheet2: TTabSheet;
    StringGrid1: TStringGrid;
    BitBtn1: TBitBtn;
    StringGrid2: TStringGrid;
    StringGrid3: TStringGrid;
    OpenFileDialog1: TOpenDialog;
    SaveDialog1: TSaveDialog;
    Label1: TLabel;
    ProgressBar1: TProgressBar;
    Edit1: TEdit;
    BitBtn2: TBitBtn;
    Chart1: TChart;
    Series1: TLineSeries;
    BitBtn3: TBitBtn;
    Label2: TLabel;
    BitBtn4: TBitBtn;
    Button1: TButton;
    Button2: TButton;
    Label3: TLabel;
    Edit2: TEdit;
    Label4: TLabel;
    Edit3: TEdit;
    XPManifest1: TXPManifest;
    Label5: TLabel;
    Label6: TLabel;
    Edit4: TEdit;
    Label7: TLabel;
    Edit5: TEdit;
```

```

CheckBox1: TCheckBox;
procedure BitBtn1Click(Sender: TObject);
procedure About1Click(Sender: TObject);
procedure Exit1Click(Sender: TObject);
procedure Open1Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn2Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn3Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn4Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn6Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn7Click(Sender: TObject);
procedure Button1Click(Sender: TObject);
procedure Save1Click(Sender: TObject);
procedure Button2Click(Sender: TObject);

```

```

private
  { Private declarations }
public
  { Public declarations }
end;

```

```

VAR
MainForm: TMainForm;
  D,M:real;
  i:integer;
  p,n:integer;
  f:text;
  iKolZnachenRE:integer;

```

```

implementation

```

```

uses About;

```

```

{$R *.dfm}

```

```

(*=====Convert , B . =====*)
function DotConvert(sTmp1: string):String;
var  nI:integer;
sSp:string;
begin
  Result:="";
  for nI:=1 to length(sTmp1) do
    begin
      sSp:=copy(sTmp1,nI,1);
      if (sSp=',') then
        begin
          Result:=Result+'.';
        end
      else Result:=Result+sSp;
    end;
  end;
end;
(*=====*)

(*=====*)
(*===== About =====*)

```

```

procedure TMainForm.About1Click(Sender: TObject);
begin
  AboutForm.Show;
end;
(*=====*)
(*===== Exit =====*)
procedure TMainForm.Exit1Click(Sender: TObject);
begin
  Application.Terminate;
end;
(*=====*)
(*===== Open File =====*)
procedure TMainForm.Open1Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
  i:=1;
  p:=1;
  nStat:=0;
  //===== очистка =====
  for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
    StringGrid1.Cols[nJ].Clear;
  StringGrid1.RowCount:=2;
  //=====
  StringGrid1.Cells[0,0]:='№';
  StringGrid1.Cells[1,0]:='Відлік';
  StringGrid1.Cells[2,0]:='Значення';
  if OpenFileDialog1.Execute then
  begin
    try
      Application.ProcessMessages;
      AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
      Reset(f);
      Label1.Caption:='Вхідний сигнал: '+OpenDialog1.FileName;
    try
      //===== попереднє читання =====
      while Not Eof(f) do
      begin
        readln(f,sS);
        nStat:=1;
        for nJ:=1 to length(sS) do
        begin
          sSp:=copy(sS,nJ,1);
          //showmessage('вирізаєм =' +sSp+' ');
          if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
          end;
          inc(p);
        end;
      finally
        CloseFile(f);
      end;
      //showmessage('к.-сть колонок = '+inttostr(nStat));
      //=====
      Reset(f);
      n:=p-1; // -1 бо інкремент +1
      iKolZnachenRE:=n;
    end;
  end;
end;

```

```

ProgressBar1.Max:=iKolZnachenRE;
Repeat
case nStat of
1: begin
    readln(f,xD);
    StringGrid1.Cells[1,i]:= inttostr(i);
    StringGrid1.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
    end;
2: begin
    readln(f,xD,yD);
    StringGrid1.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
    StringGrid1.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
    end;
end;
StringGrid1.Cells[0,i]:= inttostr(i);
inc(i);
StringGrid1.RowCount:=StringGrid1.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid1.RowCount:=StringGrid1.RowCount-1;
finally
    CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
(*=====*)

procedure TMainForm.BitBtn1Click(Sender: TObject);
var MS,D,Tmp:real;
nC,t,nJ,i:integer;
N:integer;

begin
    //===== очистка =====
    for nJ:=0 to 1 do //к.-сть стовбців = 2 шт.
        StringGrid2.Cols[nJ].Clear;
    StringGrid2.RowCount:=2;
    //=====
    StringGrid2.Cells[0,0]:='Відлік';
    StringGrid2.Cells[1,0]:='Кореляція';
    //=====
    //=== mc
    MS:=0;
    N:=StringGrid1.RowCount-1;
    //showmessage('N='+inttostr(N));
    For i:=1 to N do //
    begin
        MS:=MS+strtofloat(StringGrid1.Cells[2,i]);
    end;
    MS:=MS/N;
    Edit2.Text:=floattostr(MS);

    D:=0;
    for i:=1 to N do
        begin

```

```

D:=D+sqr(StrtoFloat(StringGrid1.Cells[2,i])-MS);//(X[i]-MS);
end;
D:=D/(N-1);
Edit4.Text:=floattostr(D);

```

```

//=== AutoCor
nC:=StrToInt(Edit1.Text);
ProgressBar1.Max:=nC;
for t:=0 to nC do    // від 0 R(0)=D
begin
  Tmp:=0;
  for i:=1 to N-t do
  begin
    Tmp:=Tmp+(strtoFloat(StringGrid1.Cells[2,i])-MS)*
      (strtoFloat(StringGrid1.Cells[2,i+t])-MS);
  end;
  Tmp:=Tmp/(N-t-1);
  ProgressBar1.Position:=t;
  StringGrid2.Cells[1,t+1]:=floattostr(Tmp);
  // StringGrid2.Cells[2,t+1]:=floattostr(R[t]);
  StringGrid2.Cells[0,t+1]:=inttostr(t);
  StringGrid2.RowCount:=StringGrid2.RowCount+1;
end;
StringGrid2.RowCount:=StringGrid2.RowCount-1;
ProgressBar1.Position:=0;
end;
(*=====*)

```

```

(*===== VISUAL SIGNAL =====*)
procedure TMainForm.BitBtn2Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
  //===== чистка =====
  //== чистить навіть коли вкл/викл графік
  Chart1.SeriesList.Clear;
  MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
  MySeries1.ParentChart:=Chart1;
  //=====
  if StringGrid2.Cells[1,1]<>" then
  begin
    MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
    ProgressBar1.Max:=StringGrid2.RowCount-1;
    for nJ:=1 to StringGrid2.RowCount-1 do
    begin
      MySeries1.AddXY(nJ,strtoFloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]));
      ProgressBar1.Position:=nJ;
    end;
    MySeries1.ParentChart:=Chart1;
    ProgressBar1.Position:=0;
    PageControl1.ActivePageIndex:=1;
  end
  else
  begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
      [mbOk], 0);
    PageControl1.SetFocus;
  end
end;

```

```

    PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL SIGNAL =====*)
procedure TMainForm.BitBtn3Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
//===== чистка =====
//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart1.SeriesList.Clear;
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
//=====
if StringGrid1.Cells[1,1]<>" then
begin
    MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
    ProgressBar1.Max:=StringGrid1.RowCount-1;
    for nJ:=1 to StringGrid1.RowCount-1 do
        begin
            MySeries1.AddXY(nJ,strtfloat(StringGrid1.Cells[2,nJ]));
            ProgressBar1.Position:=nJ;
        end;
    MySeries1.ParentChart:=Chart1;
    ProgressBar1.Position:=0;
    PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
        [mbOk], 0);
    PageControl1.SetFocus;
    PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
end;
(*=====*)

procedure TMainForm.BitBtn4Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
s1,s2:string;
begin
//=====
If SaveDialog1.Execute then
begin
    try
        AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
        Rewrite(f);
        MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid2.RowCount;
        for nJ:=1 to StringGrid2.RowCount do
            begin
                if CheckBox1.Checked then
                    begin
                        s1:="";
                        s2:=DotConvert(MainForm.StringGrid2.Cells[1,nJ])//Кореляція
                    end
                end
            end
        end
    end
end

```

```

else
begin
  s1:=DotConvert(MainForm.StringGrid2.Cells[0,nJ]);//відлік
  s2:=DotConvert(MainForm.StringGrid2.Cells[1,nJ]);//Кореляція
end;
writeln(f,s1,' ',s2);
MainForm.ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
finally
  CloseFile(f);
end;
MainForm.ProgressBar1.Position:=0;
end;

end;

(*===== load 1 =====*)
procedure TMainForm.BitBtn6Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
  i:=1;
  p:=1;
  nStat:=0;
  //===== очистка =====
  for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
    StringGrid1.Cols[nJ].Clear;
  StringGrid1.RowCount:=2;
  //=====
  StringGrid1.Cells[0,0]:='№';
  StringGrid1.Cells[1,0]:='Відлік';
  StringGrid1.Cells[2,0]:='Значення';
  if OpenFileDialog1.Execute then
  begin
    try
      Application.ProcessMessages;
      AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
      Reset(f);
      Label1.Caption:='Вхідний сигнал: '+OpenDialog1.FileName;
    try
      //===== попереднє читання =====
      while Not Eof(f) do
      begin
        readln(f,sS);
        nStat:=1;
        for nJ:=1 to length(sS) do
        begin
          sSp:=copy(sS,nJ,1);
          //showmessage('вирізаєм =']'+sSp+'[');
          if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
          end;
          inc(p);
        end;
      finally
        CloseFile(f);
      end;
    end;
  end;

```

```

//showmessage('к.-сть колонок = '+inttostr(nStat));
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
iKolZnachenRE:=n;
ProgressBar1.Max:=iKolZnachenRE;
Repeat
case nStat of
1: begin
readln(f,xD);
StringGrid1.Cells[1,i]:= inttostr(i);
StringGrid1.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
end;
2: begin
readln(f,xD,yD);
StringGrid1.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
StringGrid1.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
end;
end;
StringGrid1.Cells[0,i]:= inttostr(i);
inc(i);
StringGrid1.RowCount:=StringGrid1.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid1.RowCount:=StringGrid1.RowCount-1;
finally
CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
(*=====*)

(*===== load 2 =====*)
procedure TMainForm.BitBtn7Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
i:=1;
p:=1;
nStat:=0;
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
StringGrid1.Cols[nJ].Clear;
StringGrid1.RowCount:=2;
//=====
StringGrid1.Cells[0,0]:='№';
StringGrid1.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid1.Cells[2,0]:='Значення';
if OpenFileDialog1.Execute then
begin
try
Application.ProcessMessages;
AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
Reset(f);

```

```

Label1.Caption:='Вхідний сигнал: '+OpenDialog1.FileName;
try
//===== попереднє читання =====
while Not Eof(f) do
begin
readln(f,sS);
nStat:=1;
for nJ:=1 to length(sS) do
begin
sSp:=copy(sS,nJ,1);
//showmessage('вирізаєм =']'+sSp+'[');
if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
end;
inc(p);
end;
finally
CloseFile(f);
end;
//showmessage('к.-сть колонок = '+inttostr(nStat));
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
iKolZnachenRE:=n;
ProgressBar1.Max:=iKolZnachenRE;
Repeat
case nStat of
1: begin
readln(f,xD);
StringGrid1.Cells[1,i]:= inttostr(i);
StringGrid1.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
end;
2: begin
readln(f,xD,yD);
StringGrid1.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
StringGrid1.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
end;
end;
StringGrid1.Cells[0,i]:= inttostr(i);
inc(i);
StringGrid1.RowCount:=StringGrid1.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid1.RowCount:=StringGrid1.RowCount-1;
finally
CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
(*=====*)
(*===== перемістити дані =====*)
procedure TMainForm.Button1Click(Sender: TObject);
var nI,nJ:integer;
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 1 do //к.-сть стовбців = 2 шт.

```

```

StringGrid3.Cols[nJ].Clear;
StringGrid3.RowCount:=2;
//=====
StringGrid3.Cells[0,0]:='Відлік';
//StringGrid3.Cells[1,0]:='Авто Корел.';
StringGrid3.Cells[1,0]:='Значення';
//=====
//StringGrid3.RowCount:=StringGrid2.RowCount;
Label5.Caption:=Label1.Caption;

StringGrid3.RowCount:=StringGrid1.RowCount;
for nI:=1 to StringGrid3.RowCount do
begin
StringGrid3.Cells[0,nI]:=StringGrid1.Cells[0,nI]; //StringGrid1.
//StringGrid3.Cells[1,nI]:=StringGrid1.Cells[1,nI];
StringGrid3.Cells[1,nI]:=StringGrid1.Cells[2,nI];
end;
Edit3.Text:=Edit2.Text;
Edit5.Text:=Edit4.Text;
end;
(*=====*)

procedure TMainForm.Save1Click(Sender: TObject);
begin
MainForm.BitBtn4Click(Sender);
end;

(*=====Vzaemna Corelac=====*)
procedure TMainForm.Button2Click(Sender: TObject);
var i,nI,nJ:integer;
MC1,MC2, Tmp:real;
nC,N:integer;
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 1 do //к.-сть стовбців = 2 шт.
StringGrid2.Cols[nJ].Clear;
StringGrid2.RowCount:=2;
//=====
StringGrid2.Cells[0,0]:='Відлік';
StringGrid2.Cells[1,0]:='Взаємна Корел.';
//=====
nC:=StrToInt(Edit1.Text);
MC1:=StrToFloat(Edit2.Text);
MC2:=StrToFloat(Edit3.Text);
//showmessage(inttostr(StringGrid3.RowCount-1));
N:=StringGrid3.RowCount-1;
ProgressBar1.Max:=nC;
for nI:=0 to nC do // від 0 R(0)=D
begin
Tmp:=0;
for nJ:=1 to N-nI do // maqt StringGrid1.RowCount=StringGrid3.RowCount
begin
Tmp:=Tmp+(strtofloat(StringGrid1.Cells[2,nJ])-MC1)*
(strtofloat(StringGrid3.Cells[1,nJ+nI])-MC2);
end;
ProgressBar1.Position:=nI;
StringGrid2.Cells[1,nI+1]:=floattostr(Tmp/(N-nI-1));

```

```

StringGrid2.Cells[0,nI+1]:=inttostr(nI);
StringGrid2.RowCount:=StringGrid2.RowCount+1;
end;
StringGrid2.RowCount:=StringGrid2.RowCount-1;
ProgressBar1.Position:=0;
end;
(*=====*)

end.

unit Main;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls, Forms,
  Dialogs, StdCtrls, Grids, ComCtrls, Menus, ExtCtrls, TeeProcs, TeEngine,
  Chart, Buttons, Series, CheckLst, Math, XPMan, Mask;

type
  TMainForm = class(TForm)
    MainMenu1: TMainMenu;
    File1: TMenuItem;
    Open1: TMenuItem;
    N1: TMenuItem;
    Exit1: TMenuItem;
    OpenFr1: TMenuItem;
    ProgressBar1: TProgressBar;
    OpenDialog1: TOpenDialog;
    Help1: TMenuItem;
    About1: TMenuItem;
    SaveDialog1: TSaveDialog;
    XPManifest1: TXPManifest;
    N2: TMenuItem;
    N3: TMenuItem;
    N21: TMenuItem;
    N11: TMenuItem;
    N22: TMenuItem;
    PageControl1: TPageControl;
    TabSheet1: TTabSheet;
    GroupBox3: TGroupBox;
    StringGrid1: TStringGrid;
    GroupBox4: TGroupBox;
    StringGrid2: TStringGrid;
    GroupBox5: TGroupBox;
    Label3: TLabel;
    Label4: TLabel;
    GroupBox6: TGroupBox;
    Label1: TLabel;
    BitBtn7: TBitBtn;
    Edit2: TEdit;
    GroupBox8: TGroupBox;
    CheckBox1: TCheckBox;
    BitBtn9: TBitBtn;
    GroupBox9: TGroupBox;
    GroupBox16: TGroupBox;
    Label32: TLabel;

```

Label31: TLabel;
Edit11: TEdit;
BitBtn45: TBitBtn;
BitBtn46: TBitBtn;
TabSheet3: TTabSheet;
PageControl2: TPageControl;
TabSheet6: TTabSheet;
GroupBox2: TGroupBox;
Label13: TLabel;
Label2: TLabel;
Label9: TLabel;
Label10: TLabel;
Label11: TLabel;
Label12: TLabel;
Label33: TLabel;
Edit5: TEdit;
Edit3: TEdit;
BitBtn14: TBitBtn;
BitBtn4: TBitBtn;
BitBtn15: TBitBtn;
BitBtn18: TBitBtn;
BitBtn5: TBitBtn;
BitBtn16: TBitBtn;
BitBtn17: TBitBtn;
BitBtn6: TBitBtn;
BitBtn13: TBitBtn;
BitBtn19: TBitBtn;
BitBtn22: TBitBtn;
BitBtn23: TBitBtn;
BitBtn24: TBitBtn;
BitBtn25: TBitBtn;
Edit4: TEdit;
GroupBox14: TGroupBox;
BitBtn36: TBitBtn;
BitBtn37: TBitBtn;
BitBtn38: TBitBtn;
Edit9: TEdit;
StringGrid9: TStringGrid;
StringGrid10: TStringGrid;
BitBtn28: TBitBtn;
BitBtn26: TBitBtn;
TabSheet2: TTabSheet;
Label14: TLabel;
Label15: TLabel;
StringGrid5: TStringGrid;
StringGrid8: TStringGrid;
StringGrid3: TStringGrid;
StringGrid6: TStringGrid;
TabSheet7: TTabSheet;
Label17: TLabel;
Label18: TLabel;
StringGrid11: TStringGrid;
StringGrid12: TStringGrid;
BitBtn44: TBitBtn;
TabSheet19: TTabSheet;
Label43: TLabel;
Label44: TLabel;

Label45: TLabel;
Label46: TLabel;
GroupBox31: TGroupBox;
Label42: TLabel;
GroupBox32: TGroupBox;
StringGrid26: TStringGrid;
BitBtn59: TBitBtn;
BitBtn58: TBitBtn;
GroupBox33: TGroupBox;
StringGrid27: TStringGrid;
ScrollBar1: TScrollBar;
Edit17: TEdit;
Edit18: TEdit;
TabSheet4: TTabSheet;
Chart1: TChart;
Series1: TLineSeries;
TabSheet12: TTabSheet;
PageControl4: TPageControl;
TabSheet13: TTabSheet;
Label21: TLabel;
Label22: TLabel;
Label23: TLabel;
Label24: TLabel;
GroupBox15: TGroupBox;
Label26: TLabel;
Label27: TLabel;
Label28: TLabel;
Label29: TLabel;
StringGrid16: TStringGrid;
StringGrid17: TStringGrid;
StringGrid19: TStringGrid;
StringGrid18: TStringGrid;
BitBtn40: TBitBtn;
BitBtn41: TBitBtn;
BitBtn42: TBitBtn;
BitBtn43: TBitBtn;
TabSheet14: TTabSheet;
GroupBox21: TGroupBox;
Label30: TLabel;
StringGrid20: TStringGrid;
BitBtn20: TBitBtn;
Edit10: TEdit;
BitBtn39: TBitBtn;
Edit19: TEdit;
Label47: TLabel;
Series3: TBarSeries;
CheckBox2: TCheckBox;
CheckBox3: TCheckBox;
BitBtn8: TBitBtn;
CheckBox6: TCheckBox;
TabSheet24: TTabSheet;
GroupBox46: TGroupBox;
Label68: TLabel;
GroupBox47: TGroupBox;
StringGrid35: TStringGrid;
GroupBox48: TGroupBox;
StringGrid36: TStringGrid;

```

BitBtn81: TBitBtn;
BitBtn82: TBitBtn;
BitBtn83: TBitBtn;
BitBtn84: TBitBtn;
Edit33: TEdit;
Label69: TLabel;
BitBtn85: TBitBtn;
Label70: TLabel;
BitBtn86: TBitBtn;
BitBtn87: TBitBtn;
Edit20: TEdit;
Label48: TLabel;
BitBtn60: TBitBtn;
BitBtn62: TBitBtn;
BitBtn61: TBitBtn;
Label78: TLabel;
Label80: TLabel;
Label81: TLabel;
Label82: TLabel;
GroupBox67: TGroupBox;
BitBtn124: TBitBtn;
BitBtn123: TBitBtn;
Label93: TLabel;
Edit35: TEdit;
Edit39: TEdit;
Label96: TLabel;
Label95: TLabel;
Label94: TLabel;
CheckBox20: TCheckBox;
Label97: TLabel;

```

```

procedure Open1Click(Sender: TObject);
procedure OpenFr1Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn8Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn9Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn7Click(Sender: TObject);
procedure About1Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn4Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn14Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn15Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn12Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn18Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn5Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn6Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn16Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn17Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn22Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn23Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn24Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn25Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn26Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn28Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn20Click(Sender: TObject);
procedure Exit1Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn13Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn36Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn37Click(Sender: TObject);

```

```

procedure BitBtn38Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn44Click(Sender: TObject);
procedure N2Click(Sender: TObject);
procedure N21Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn40Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn42Click(Sender: TObject);
procedure N11Click(Sender: TObject);
procedure N22Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn41Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn43Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn39Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn45Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn46Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn62Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn66Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn81Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn82Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn83Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn84Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn86Click(Sender: TObject);
procedure BitBtn85Click(Sender: TObject);

```

```

private
  { Private declarations }
public
  { Public declarations }
end;

```

```

type
masiv1=array [1..20000] of real;
masiv2=array [0..20+1,0..20] of real;

```

```

(*===== V A R =====*)
var
  MainForm: TMainForm;
  i,p,n:integer; //tmp
  iKolZnachenRE:integer;
  iKolZnachenFR:integer;
  iTrivalistCicly:integer;
  f:text;
  mKof:masiv1;//---- для виділення тренду
(*=====*)

```

```

implementation

```

```

uses About;

```

```

{$R *.dfm}
(*===== Okrugl Function =====*)
function Okrugl(rTmp:real):real;
begin
  Result:=round(rTmp*100)/100; //10 чи 100 залежить до "чого" заокруглюємо
  // від частоти дискретизації
end;
(*=====*)

(*=====Convert , в . =====*)

```

```

function DotConvert(sTmp1: string):String;
var nI:integer;
sSp:string;
begin
  Result:="";
  for nI:=1 to length(sTmp1) do
    begin
      sSp:=copy(sTmp1,nI,1);
      if (sSp=',') then
        begin
          Result:=Result+'.';
        end
      else Result:=Result+sSp;
    end;
  end;
  (*=====*)

  (*===== About =====*)
  procedure TMainForm.About1Click(Sender: TObject);
  begin
    AboutForm.Show;
  end;
  (*=====*)
  (*===== Exit =====*)
  procedure TMainForm.Exit1Click(Sender: TObject);
  begin
    Application.Terminate;
  end;
  (*=====*)
  (*===== Open File =====*)
  procedure TMainForm.Open1Click(Sender: TObject);
  var yD,xD:double;
  sS,sSp:string;
  nStat,nJ:integer;
  begin
    i:=1;
    p:=1;
    nStat:=0;
    //===== очистка =====
    for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
      StringGrid1.Cols[nJ].Clear;
    StringGrid1.RowCount:=2;
    //=====
    GroupBox3.Caption:=' Вхідний сигнал ';
    StringGrid1.Cells[0,0]:='№';
    StringGrid1.Cells[1,0]:='Відлік';
    StringGrid1.Cells[2,0]:='Значення';
    if OpenFileDialog1.Execute then
      begin
        try
          Application.ProcessMessages;
          AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
          Reset(f);
          Label3.Caption:='Вхідний сигнал: '+OpenDialog1.FileName;
        try
          //==== попереднє читання =====
          while Not Eof(f) do

```

```

begin
  readln(f,sS);
  nStat:=1;
  for nJ:=1 to length(sS) do
    begin
      sSp:=copy(sS,nJ,1);
//showmessage('випізаєм =']'+sSp+'[');
      if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
      end;
      inc(p);
    end;
  finally
    CloseFile(f);
  end;
//showmessage('к.-сть колонок = '+inttostr(nStat));
//=====
  Reset(f);
  n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
  iKolZnachenRE:=n;
  ProgressBar1.Max:=iKolZnachenRE;
  Repeat
  case nStat of
    1: begin
      readln(f,xD);
      StringGrid1.Cells[1,i]:= inttostr(i);
      StringGrid1.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
      end;
    2: begin
      readln(f,xD,yD);
      StringGrid1.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
      StringGrid1.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
      end;
  end;
  StringGrid1.Cells[0,i]:= inttostr(i);
  inc(i);
  StringGrid1.RowCount:=StringGrid1.RowCount+1;
  ProgressBar1.Position:=i;
  until Eof(f);
  StringGrid1.RowCount:=StringGrid1.RowCount-1;
  finally
    CloseFile(f);
  end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
(*=====*)
(*===== Open File FR =====*)
procedure TMainForm.OpenFr1Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
  i:=1;
  p:=1;
  n:=0;//глобальна змінна
  nStat:=0;

```

```

//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
  StringGrid2.Cols[nJ].Clear;
StringGrid2.RowCount:=2;
//=====
GroupBox4.Caption:=' Функція ритму ';
StringGrid2.Cells[0,0]:='№';
StringGrid2.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid2.Cells[2,0]:='Значення';
if OpenFileDialog1.Execute then
begin
  try
    Application.ProcessMessages;
    AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
    Reset(f);
    Label4.Caption:='Функція ритму: '+OpenDialog1.FileName;
  try
//===== попереднє читання =====
    while Not Eof(f) do
    begin
      readln(f,sS);
      nStat:=1;
      for nJ:=1 to length(sS) do
      begin
        sSp:=copy(sS,nJ,1);
//showmessage('вирізаєм =']'+sSp+'[');
        if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
        end;
        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
    case nStat of
    1: begin
      readln(f,xD);
      StringGrid2.Cells[1,i]:= inttostr(i);
      StringGrid2.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
      end;
    2: begin
      readln(f,xD,yD);
      StringGrid2.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
      StringGrid2.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
      end;
    end;
    StringGrid2.Cells[0,i]:= inttostr(i);
    inc(i);
    StringGrid2.RowCount:=StringGrid2.RowCount+1;
    ProgressBar1.Position:=i;
  until Eof(f);

```

```

StringGrid2.RowCount:=StringGrid2.RowCount-1;
finally
  CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL SIGNAL =====*)
procedure TMainForm.BitBtn8Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
  //===== чистка =====
  //== чистить навіть коли вкл/викл графік
  Chart1.SeriesList.Clear;
  MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
  MySeries1.ParentChart:=Chart1;
  //=====
  if StringGrid1.Cells[2,1]<>" then
    begin
      MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
      ProgressBar1.Max:=StringGrid1.RowCount-1;
      for nJ:=1 to StringGrid1.RowCount-1 do
        begin
          If CheckBox3.Checked then
            MySeries1.AddXY(nJ,strtfloat(StringGrid1.Cells[2,nJ]),",clGreen)
          else MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid1.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid1.Cells[2,nJ]),",clGreen);
          ProgressBar1.Position:=nJ;
        end;
      MySeries1.ParentChart:=Chart1;
      ProgressBar1.Position:=0;
      PageControl1.ActivePageIndex:=1;
    end
  else
    begin
      MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
        [mbOk], 0);
      PageControl1.SetFocus;
      PageControl1.ActivePageIndex:=0;
    end;
  end;
end;
(*=====*)
(*===== VISUAL FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn9Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1,MySeries3:TLineSeries;
MySeries2:TPointSeries;
begin
  //===== чистка =====
  //== чистить навіть коли вкл/викл графік
  Chart1.SeriesList.Clear;
  MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
  MySeries1.ParentChart:=Chart1;
  //=====

```

```

if StringGrid2.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:=StringGrid2.RowCount-1;
for nJ:=1 to StringGrid2.RowCount-1 do
begin
if StringGrid2.Cells[2,nJ]<>"then
begin
if CheckBox1.Checked then MySeries1.AddXY(nJ,strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),",clGreen)
else MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),",clGreen);
ProgressBar1.Position:=nJ;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
if CheckBox1.Checked then MySeries2.AddXY(nJ,strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),",clBlue)
else MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),",clBlue);
MySeries2.ParentChart:=Chart1;
if CheckBox2.Checked=false then
begin
MySeries3:=TLineSeries.Create( Self );
if CheckBox1.Checked then
begin
MySeries3.AddXY(nJ,0,",clBlue);
MySeries3.AddXY(nJ,strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),",clBlue);
end
else
begin
MySeries3.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),0,",clBlue);
MySeries3.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),",clBlue);
end;
MySeries3.ParentChart:=Chart1;
end;
end;//if
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
PageControl1.SetFocus;
PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
end;
(*=====*)

```

```

(*===== Clera Graph =====*)
procedure TMainForm.BitBtn28Click(Sender: TObject);
var MySeries1:TLineSeries;
begin
//===== чистка =====
//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart1.SeriesList.Clear;

```

```

MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
//=====
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL Signal & FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn7Click(Sender: TObject);
var nJ,nI:integer;
MySeries1,MySeries2:TLineSeries;
begin
  if StringGrid2.Cells[2,1]<>" then //чи є значення Ф.Р.
  begin
    MainForm.BitBtn8Click(Sender); //Будуємо сигнал
  // MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
  ProgressBar1.Max:=StringGrid2.RowCount-1;
  nI:=0;
  for nJ:=1 to StringGrid2.RowCount-1 do
  begin
    MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
    MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),0,",clBlue);
    MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),strtoint(Edit2.Text),"clBlue);
    MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),-strtoint(Edit2.Text),"clBlue);
    MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),0,"clBlue);
    MySeries1.ParentChart:=Chart1;
    ProgressBar1.Position:=nJ;
    if StringGrid2.Cells[2,nJ]<>" then
    begin
      MySeries2:=TLineSeries.Create( Self );
      MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),20+nI,"clRed);
      MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),20+nI+5,"clRed);
      MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),20+nI-5,"clRed);
      MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ]),20+nI,"clRed);
      MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ])+strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),20+nI,"clRed);
      MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ])+strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),20+nI+5,"clRed);
      MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ])+strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),20+nI-5,"clRed);
      MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid2.Cells[1,nJ])+strtfloat(StringGrid2.Cells[2,nJ]),20+nI,"clRed);
      MySeries2.ParentChart:=Chart1;
      nI:=nI+20;
    end;
  end;
  ProgressBar1.Position:=0;
  PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControl1.SetFocus;
  PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL Corelation =====*)
procedure TMainForm.BitBtn12Click(Sender: TObject);

```

```

begin
  showmessage('На стадії розробки');
end;
(*=====*)

(*===== Interpolation FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn14Click(Sender: TObject);
var nI,nJ,nTmp:integer;
rTmpZnach1,rTmpZnach2,rTmpVidlik1,rTmpVidlik2:real;
rTmp,yTmp:real;
iTmp:integer;
//MySeries1: TLineSeries; //TCircledSeries;
//MySeries2:TPointSeries;
begin
  if StringGrid2.Cells[1,1]<>" then
    begin
      //===== очистка =====
      for nJ:=0 to 3 do //к.-сть стовбців
        StringGrid5.Cols[nJ].Clear;
      StringGrid5.RowCount:=2;
      //=====
      StringGrid5.Cells[0,0]:='Цикли';
      StringGrid5.Cells[1,0]:='Зони';
      StringGrid5.Cells[2,0]:='Коеф. К';
      StringGrid5.Cells[3,0]:='Коеф. В';
      //===== очистка =====
      for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
        StringGrid8.Cols[nJ].Clear;
      StringGrid8.RowCount:=2;
      //=====
      StringGrid8.Cells[0,0]:='№';
      StringGrid8.Cells[1,0]:='Відлік';
      StringGrid8.Cells[2,0]:='Значення';
      //----- не треба очистку рисунка для закоментарених фрагментів коду що будують графіки
      //===== Заповнюємо табл. Зони, Цикли 1,2,...=====
      nTmp:=0;//номер 1,2,...
      for nI:=1 to strtoint(Edit3.Text) do //Цикли
        begin
          for nJ:=1 to strtoint(Edit4.Text) do //Зони
            begin
              StringGrid5.Cells[0,nJ+nTmp]:=floattostr(nI);
              StringGrid5.Cells[1,nJ+nTmp]:=floattostr(nJ);
              StringGrid5.RowCount:=StringGrid5.RowCount+1;
            end;
            nTmp:=nTmp+strtoint(Edit4.Text);
          end;
          StringGrid5.RowCount:=StringGrid5.RowCount-1;//лишня стрічка
          //=====
        end;
      //Showmessage('кільк. знач. ФР =' + IntToStr(iKolZnachenFR)); //25 зон 5 циклів 5 (має бути 26 + одна
      наступна зона)
      //Showmessage('кільк. знач. ФР-1 =' + IntToStr(iKolZnachenFR-1)); //24
      //===== Обрахунок К В =====
      for nI:=1 to iKolZnachenFR-1 do
        begin
          rTmpZnach1:=strtofloat(StringGrid2.Cells[2,nI]);
          rTmpZnach2:=strtofloat(StringGrid2.Cells[2,nI+1]);
          rTmpVidlik1:=strtofloat(StringGrid2.Cells[1,nI]);

```

```

rTmpVidlik2:=strtofloat(StringGrid2.Cells[1,nI+1]);
StringGrid5.Cells[2,nI]:=floattostr((rTmpZnach2-rTmpZnach1)/(rTmpVidlik2-rTmpVidlik1));
StringGrid5.Cells[3,nI]:=floattostr(rTmpZnach2-((rTmpZnach2-rTmpZnach1)*rTmpVidlik2)/(rTmpVidlik2-
rTmpVidlik1));
end;
//=====
//===== Побудова Графіка =====
// MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
// MySeries2:=TPointSeries.Create( Self );
// MySeries2.Pointer.Style:=psCircle; //тип кривої
// MySeries2.Pointer.HorizSize:=2; //діаметр точок
// MySeries2.Pointer.VertSize:=2; //діаметр точок
ProgressBar1.Max:=iKolZnachenFR-1;
iTmp:=0;
nTmp:=0;
for nI:=1 to iKolZnachenFR-1 do
begin
rTmp:=strtofloat(StringGrid2.Cells[1,nI]); //відліки
StringGrid8.Cells[0,nI+nTmp]:=FloatToStr(nI+nTmp); //номер
StringGrid8.Cells[1,nI+iTmp]:=FloatToStr(rTmp); //x = rTmp
ProgressBar1.Position:=nI;
yTmp:=strtofloat(StringGrid5.Cells[2,nI])*rTmp+strtofloat(StringGrid5.Cells[3,nI]);
StringGrid8.Cells[2,nI+iTmp]:=FloatToStr(Okruhl(yTmp)); //y = yTmp
// MySeries1.AddXY(rTmp,yTmp,"clBlue"); //вузлові точки
repeat
//----- округл(відлік ФР+0,1)
rTmp:=Okruhl(rTmp+strtofloat(Edit5.Text));
nTmp:=nTmp+1;
yTmp:=strtofloat(StringGrid5.Cells[2,nI])*rTmp+strtofloat(StringGrid5.Cells[3,nI]);
StringGrid8.Cells[0,nI+nTmp]:=FloatToStr(nI+nTmp); //номер
StringGrid8.Cells[1,nI+nTmp]:=FloatToStr(Okruhl(rTmp)); //x
StringGrid8.Cells[2,nI+nTmp]:=FloatToStr(Okruhl(yTmp)); //y
StringGrid8.RowCount:=StringGrid8.RowCount+1;
// MySeries1.AddXY(rTmp,yTmp,"clGreen");
// MySeries2.AddXY(rTmp,yTmp,"clRed");
until (Okruhl(rTmp)>strtofloat(StringGrid2.Cells[1,nI+1]))or
(Okruhl(rTmp)=strtofloat(StringGrid2.Cells[1,nI+1]));
nTmp:=nTmp-1;
iTmp:=iTmp+nTmp;
end;
// MySeries1.ParentChart:=Chart1;
// MySeries2.ParentChart:=Chart1;
ProgressBar1.Position:=0;
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
PageControl1.SetFocus;
PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
end;
(*=====*)
(*===== VISUAL Interp. FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn4Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;

```

```

begin
if StringGrid8.Cells[2,1]<>" then
begin
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
ProgressBar1.Max:=StringGrid8.RowCount-1;
//ShowMessage(IntToStr(StringGrid8.RowCount)); // останній рядок пустий (в попередній процедурі мабуть
RowCount:=RowCount+1)
//ShowMessage("[0,RowC]= "+StringGrid8.Cells[0,StringGrid8.RowCount]+' '+'[1,RowC]=
'+StringGrid8.Cells[1,StringGrid8.RowCount]);
//ShowMessage("[0,RowC-1]= "+StringGrid8.Cells[0,StringGrid8.RowCount-1]+' '+'[1,RowC-1]=
'+StringGrid8.Cells[1,StringGrid8.RowCount-1]);
for nJ:=1 to StringGrid8.RowCount-1 do //має бути-1
begin
//--- для тестування потім убрати, те що далі
If (StringGrid8.Cells[1,nJ]="")or(StringGrid8.Cells[2,nJ]="")then
begin
ShowMessage('Пустий рядок = '+IntToStr(nJ));
end
//-----
else
begin
MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid8.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid8.Cells[2,nJ]),clYellow);
ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
end;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
PageControl2.SetFocus;
PageControl2.ActivePageIndex:=2;
end;
end;
(*=====*)

(*===== Interpolation Signal =====*)
procedure TMainForm.BitBtn15Click(Sender: TObject);
var nI,nTmp,iTmp,nJ,nK:integer;
rTmpZnach1,rTmpZnach2,rTmpVidlik1,rTmpVidlik2:real;
rTmp,yTmp:real;
{MySeries1: TLineSeries; //TCircledSeries;
MySeries2:TPointSeries;}
begin
if StringGrid1.Cells[1,1]<>" then
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 3 do //к.-сть стовбців
StringGrid6.Cols[nJ].Clear;
StringGrid6.RowCount:=2;
//=====
StringGrid6.Cells[0,0]:='№';
StringGrid6.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid6.Cells[2,0]:='Значення';

```

```

StringGrid6.Cells[3,0]:='Стр. 3н.';
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
  StringGrid3.Cols[nJ].Clear;
StringGrid3.RowCount:=2;
//=====
StringGrid3.Cells[0,0]:='№';
StringGrid3.Cells[1,0]:='Коеф. К';
StringGrid3.Cells[2,0]:='Коеф. В';
//=== Обрахунок К В ===
for nI:=1 to iKolZnachenRE-1 do
begin
  rTmpZnach1:=strtofloat(StringGrid1.Cells[2,nI]);
  rTmpZnach2:=strtofloat(StringGrid1.Cells[2,nI+1]);
  rTmpVidlik1:=strtofloat(StringGrid1.Cells[1,nI]);
  rTmpVidlik2:=strtofloat(StringGrid1.Cells[1,nI+1]);
  StringGrid3.Cells[1,nI]:=floattostr((rTmpZnach2-rTmpZnach1)/(rTmpVidlik2-rTmpVidlik1));
  StringGrid3.Cells[2,nI]:=floattostr(rTmpZnach2-((rTmpZnach2-rTmpZnach1)*rTmpVidlik2)/(rTmpVidlik2-
rTmpVidlik1));
  StringGrid3.Cells[0,nI]:=floattostr(nI);//відлік
  StringGrid3.RowCount:=StringGrid3.RowCount+1;
end;
StringGrid3.RowCount:=StringGrid3.RowCount-1; //останню забирає бо пуста
//=====
ProgressBar1.Max:=iKolZnachenRE-1; //-1
nTmp:=1; //0
iTmp:=0;
for nI:=1 to iKolZnachenRE-1 do //-1
begin
  rTmp:=strtofloat(StringGrid1.Cells[1,nI]);//відліки
  ProgressBar1.Position:=nI;
  StringGrid6.Cells[0,nI+iTmp]:=floattostr(nI+iTmp); //номер
  StringGrid6.Cells[1,nI+iTmp]:=floattostr(rTmp);//x
  yTmp:=strtofloat(StringGrid3.Cells[1,nI])*rTmp+strtofloat(StringGrid3.Cells[2,nI]);
  StringGrid6.Cells[2,nI+iTmp]:=floattostr(Okruhl(yTmp));//y
  StringGrid6.RowCount:=StringGrid6.RowCount+1;
  for nK:=1 to 9{10-1} do
begin
  rTmp:=Okruhl(rTmp+strtofloat(Edit5.Text));
  StringGrid6.Cells[0,nI+nTmp]:=floattostr(nI+nTmp); //номер
  StringGrid6.Cells[1,nI+nTmp]:=floattostr(Okruhl(rTmp));//x
  yTmp:=strtofloat(StringGrid3.Cells[1,nI])*rTmp+strtofloat(StringGrid3.Cells[2,nI]);
  StringGrid6.Cells[2,nI+nTmp]:=floattostr(Okruhl(yTmp)); //y
  nTmp:=nTmp+1;
  StringGrid6.RowCount:=StringGrid6.RowCount+1;
end;
  iTmp:=iTmp+9{10-1};
end;
StringGrid6.RowCount:=StringGrid6.RowCount-1;
//=====
  ProgressBar1.Position:=0;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
  PageControl1.SetFocus;

```

```

    PageControl1.ActivePageIndex:=0;
end;
end;
(*=====*)

(*==== VISUAL Inter. Signal ====*)
procedure TMainForm.BitBtn18Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
    if StringGrid6.Cells[2,1]<>" then
        begin
            MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
            ProgressBar1.Max:=StringGrid6.RowCount-1;
            //ShowMessage(IntToStr(StringGrid6.RowCount)); //
            //ShowMessage('[0,RowC]= '+StringGrid6.Cells[0,StringGrid6.RowCount]+' '+'[1,RowC]=
            '+StringGrid6.Cells[1,StringGrid6.RowCount]+'[2,RowC]= '+StringGrid6.Cells[2,StringGrid6.RowCount]);
            //ShowMessage('[0,RwoC-1]= '+StringGrid6.Cells[0,StringGrid6.RowCount-1]+' '+'[1,RowC-1]=
            '+StringGrid6.Cells[1,StringGrid6.RowCount-1]+'[2,RowC-1]= '+StringGrid6.Cells[2,StringGrid6.RowCount-1]);
            for nJ:=1 to StringGrid6.RowCount-1 do //має бути -1
                begin
                    If (StringGrid6.Cells[1,nJ]="")or(StringGrid6.Cells[2,nJ]="")then
                        begin
                            ShowMessage('Пустий рядок = '+inttostr(nJ));
                        end
                    //-----
                else
                    begin
                        MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid6.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid6.Cells[2,nJ]),",clRed);
                        ProgressBar1.Position:=nJ;
                    end;
                end;
            MySeries1.ParentChart:=Chart1;
            ProgressBar1.Position:=0;
            PageControl1.ActivePageIndex:=1;
        end
    else
        begin
            MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
                [mbOk], 0);
            PageControl2.SetFocus;
            PageControl2.ActivePageIndex:=2;
        end;
    end;
(*=====*)
(*===== передискретизація FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn22Click(Sender: TObject);
var
    Znachenna1, Vidlik1,rX1,rY,K,B:real;
    nI,nJ,nK,nTmp,nTmp1,nTmp2:integer;
    iCicliv:integer;
begin
    if StringGrid8.Cells[1,1]<>" then
        begin
            //===== очистка =====
            for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
                StringGrid11.Cols[nJ].Clear;

```



```

        end; //nI
        //=====
        end; //nJ
// showmessage('nTmp1= '+inttostr(nTmp1));
// showmessage('nTmp = '+inttostr(nTmp));
// showmessage('nTmp2= '+inttostr(nTmp2));
    nTmp1:=nTmp2;
    nTmp:=nTmp-1;
    nTmp2:=nTmp;
    if nK<>iCicliv-1-1 then StringGrid11.RowCount:=StringGrid11.RowCount-1;
//showmessage('new на слід цикл nTmp1= '+inttostr(nTmp1));
//showmessage('new на слід цикл nTmp= '+inttostr(nTmp));
//showmessage('new на слід цикл nTmp2= '+inttostr(nTmp2));
if CheckBox6.Checked then showmessage('цикл №'+inttostr(nK)+' відліків на цикл = '+inttostr(nTmp2-
nTmp1)); //(iTrivalistCicly)
    //=====
    end;
    StringGrid11.RowCount:=StringGrid11.RowCount-1; //пуста стрічка
    ProgressBar1.Position:=0;
//showmessage('vi1 = '+inttostr(nTmp-1)+' '+StringGrid11.Cells[1,nTmp-1]);
//showmessage('vi2 = '+inttostr(nTmp)+' '+StringGrid11.Cells[1,nTmp]);
//showmessage('vi3 = '+inttostr(nTmp+1)+' '+StringGrid11.Cells[1,nTmp+1]);
    end
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
        [mbOk], 0);
    PageControl2.SetFocus;
    PageControl2.ActivePageIndex:=2;
end;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL peredeskret FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn23Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
MySeries2:TPointSeries;
begin
if StringGrid11.Cells[2,1]<>"" then
begin
    MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
    MySeries2:=TPointSeries.Create( Self );
    MySeries2.Pointer.Style:=psCircle; //тип кривої
    MySeries2.Pointer.HorizSize:=2; //діаметр точок
    MySeries2.Pointer.VertSize:=2; //діаметр точок
    ProgressBar1.Max:=StringGrid11.RowCount-1;
// showmessage('RowC 11 = '+IntToStr(StringGrid11.RowCount));
// showmessage('Значення RowC 11 = '+StringGrid11.Cells[1,StringGrid11.RowCount]);
for nJ:=1 to StringGrid11.RowCount-1 do //має бути -1
begin
    If (StringGrid11.Cells[1,nJ]="")or(StringGrid11.Cells[2,nJ]="")then
begin
        ShowMessage('Пустий рядок = '+inttostr(nJ));
    end
//-----
else

```

```

begin
  MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid11.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid11.Cells[2,nJ]),",clBlue);
  MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid11.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid11.Cells[2,nJ]),",clYellow);
  ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
end;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
MySeries2.ParentChart:=Chart1;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControl1.SetFocus;
  PageControl2.ActivePageIndex:=3;
end;
end;
(*=====*)

(*===== Perediskret Sign =====*)
procedure TMainForm.BitBtn24Click(Sender: TObject);
var
  Vidlik1,rX1,K,B,rY:real;
  nJ,nI:integer;
  nTmp1,nTmp,nK,nTmp2,iCicliv:integer;
  braz:boolean;
begin
  // отримується після передискретизації ФР
  if (StringGrid6.Cells[1,1]<>"")and(iTrivalistCicly<>0) then
  begin
    //===== очистка =====
    for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
      StringGrid12.Cols[nJ].Clear;
    StringGrid12.RowCount:=2;
    //=====
    StringGrid12.Cells[0,0]:='№';
    StringGrid12.Cells[1,0]:='Відлік';
    StringGrid12.Cells[2,0]:='Значення';
    //ProgressBar1.Max:=iTrivalistCicly;
    Vidlik1:=strtoint(StringGrid2.Cells[1,1]);/// відлік 13
    nI:=1;
    braz:=true;
    //Showmessage('kilk '+inttostr(StringGrid6.RowCount));
    //Showmessage('znach ostannogo '+StringGrid6.Cells[1,StringGrid6.RowCount]);
    //Showmessage('znach pered ostannogo '+StringGrid6.Cells[1,StringGrid6.RowCount-1]);
    // має бути -1
    while (nI<=StringGrid6.RowCount-1)and(braz) do
    begin
      if strtfloat(StringGrid6.Cells[1,nI])=Vidlik1 then
      begin
        for nJ:=1 to iTrivalistCicly do //2750
        begin
          // ProgressBar1.Position:=nJ;
          StringGrid12.Cells[0,nJ]:=FloatToStr(nJ);//номер
          StringGrid12.Cells[1,nJ]:=StringGrid6.Cells[1,(nI-1)+nJ];//X
          StringGrid12.Cells[2,nJ]:=StringGrid6.Cells[2,(nI-1)+nJ];//Y

```

```

StringGrid12.RowCount:=StringGrid12.RowCount+1;
braz:=false;
end;
end;
nI:=nI+1;
end;
StringGrid12.RowCount:=StringGrid12.RowCount-1;
//showmessage('nI= '+inttostr(nI-1));
//ProgressBar1.Position:=0;
//=====
nTmp:=iTrivalistCicly+1; //2750+1
nTmp1:=nTmp; //2751
nTmp2:=iTrivalistCicly+iTrivalistCicly+1; //5501
//Showmessage('do pochatky nTmp1 '+floattostr(nTmp1));
//Showmessage('do pochatky nTmp '+floattostr(nTmp));
//Showmessage('do pochatky nTmp2 '+floattostr(nTmp2));
iCicliv:=strtoint(Edit3.Text);
ProgressBar1.Max:=iCicliv-2; //-1?
for nK:=1 to iCicliv-2 do //-2?
begin
ProgressBar1.Position:=nK;
for nJ:=nTmp1 to nTmp2 do
begin
Vidlik1:=strtofloat(StringGrid11.Cells[1,nJ]);
rX1:=Okrugl(Vidlik1);
for nI:=1 to iKolZnachenRE-1 do
begin
if ((rX1>=strtofloat(StringGrid1.Cells[1,nI]))and
(rX1<strtofloat(StringGrid1.Cells[1,nI+1])))then //<= має бути менше рівно (в діапазоні)
begin
{ShowMessage('<rx1 '+StringGrid2.Cells[1,nI]+
'rx1= '+floattostr(rX1)+
'<rx1 '+StringGrid2.Cells[1,nI+1]);}
K:=strtofloat(StringGrid3.Cells[1,nI]);
B:=strtofloat(StringGrid3.Cells[2,nI]);
rY:=K*rX1+B;
StringGrid12.Cells[0,nTmp]:=FloatToStr(nTmp);//номер
// StringGrid12.Cells[1,nTmp]:=FloatToStr(Okrugl(rX1));//X
StringGrid12.Cells[1,nTmp]:=FloatToStr(rX1);//X
StringGrid12.Cells[2,nTmp]:=FloatToStr(Okrugl(rY));//Y
nTmp:=nTmp+1;
StringGrid12.RowCount:=StringGrid12.RowCount+1;
end;
end;//nI
//=====
end; //nJ
nTmp1:=nTmp2;
nTmp:=nTmp-1;
nTmp2:=nTmp+iTrivalistCicly;
// Showmessage('nTmp1 '+floattostr(nTmp1));
// Showmessage('nTmp '+floattostr(nTmp));
// Showmessage('nTmp2 '+floattostr(nTmp2));
// showmessage('vidlikiv = '+inttostr(nTmp2-nTmp1));
if nK<>(iCicliv-2) then StringGrid12.RowCount:=StringGrid12.RowCount-1;
end; //nk
//=====
// StringGrid12.RowCount:=StringGrid12.RowCount-1;

```

```

    ProgressBar1.Position:=0;
end
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
        [mbOk], 0);
    PageControl1.SetFocus;
    PageControl2.ActivePageIndex:=2;
end;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL Peredickr Sign =====*)
procedure TMainForm.BitBtn25Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
MySeries2:TPointSeries;
begin
    if StringGrid12.Cells[2,1]<>" then
    begin
        MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
        MySeries2:=TPointSeries.Create( Self );
        MySeries2.Pointer.Style:=psCircle; //тип кривої
        MySeries2.Pointer.HorizSize:=2; //діаметр точок
        MySeries2.Pointer.VertSize:=2; //діаметр точок
        ProgressBar1.Max:=StringGrid12.RowCount-1;
        for nJ:=1 to StringGrid12.RowCount-1 do //має бути -1
        begin
            If (StringGrid12.Cells[1,nJ]="")or(StringGrid12.Cells[2,nJ]="")then
            begin
                ShowMessage('Пустий рядок = '+inttostr(nJ));
            end
            //-----
            else
            begin
                MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid12.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid12.Cells[2,nJ]),",clBlue);
                MySeries2.AddXY(strtfloat(StringGrid12.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid12.Cells[2,nJ]),",clYellow);
                ProgressBar1.Position:=nJ;
            end;
        end;
        MySeries1.ParentChart:=Chart1;
        MySeries2.ParentChart:=Chart1;
        ProgressBar1.Position:=0;
        PageControl1.ActivePageIndex:=1;
    end
    else
    begin
        MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
            [mbOk], 0);
        PageControl1.SetFocus;
        PageControl2.ActivePageIndex:=3;
    end;
end;
(*=====*)

(*===== MC FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn5Click(Sender: TObject);

```

```

var nK,nJ:integer;
iCicliv:integer;
rSum1:real;
begin
If StringGrid12.Cells[1,1]<>" then //чи є значення те що після передискретизації
begin
If StringGrid11.Cells[1,1]<>" then //чи є FR те що після передискретизації
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 3 do //к.-сть стовбців = 4 шт.
StringGrid9.Cols[nJ].Clear;
StringGrid9.RowCount:=3;
//=====
StringGrid9.Cells[0,0]:='№';
StringGrid9.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid9.Cells[2,0]:='Мат. спод.';
StringGrid9.Cells[3,0]:='Дисперсія';
//=====
iCicliv:=strtoint(Edit3.Text);
ProgressBar1.Max:=iTrivalistCicly;
for nJ:=1 to iTrivalistCicly do
begin
rSum1:=0;
ProgressBar1.Position:=nJ;
for nK:=0 to iCicliv-1 do
begin
if StringGrid12.Cells[2,nJ+iTrivalistCicly*nK]<>" then
rSum1:=rSum1+strtofloat(StringGrid12.Cells[2,nJ+iTrivalistCicly*nK])
else showmessage('Пустий рядок = '+inttostr(nJ));
end;//nK
StringGrid9.Cells[0,nJ]:=inttostr(nJ);
StringGrid9.Cells[1,nJ]:=StringGrid12.Cells[1,nJ];
StringGrid9.Cells[2,nJ]:=floattostr(rSum1/(iCicliv-1));
StringGrid9.RowCount:=StringGrid9.RowCount+1;
end;//nJ
StringGrid9.RowCount:=StringGrid9.RowCount-1;
StringGrid9.RowCount:=StringGrid9.RowCount-1;
end //чи є FR
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
end;
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
PageControl1.SetFocus;
PageControl2.ActivePageIndex:=3;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL MC FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn6Click(Sender: TObject);

```

```

var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
if StringGrid9.Cells[2,1]<>" then
begin
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
ProgressBar1.Max:=StringGrid9.RowCount-1;
for nJ:=1 to StringGrid9.RowCount-1 do
begin
If (StringGrid9.Cells[1,nJ]="")or(StringGrid9.Cells[2,nJ]="")then
begin
ShowMessage('Пустий рядок = '+inttostr(nJ));
end
//-----
else
begin
MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid9.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid9.Cells[2,nJ]),",clBlue);
ProgressBar1.Position:=nJ;
end;
end;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
[mbOk], 0);
PageControl2.SetFocus;
PageControl2.ActivePageIndex:=1;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
end;
(*=====*)

(*===== DS FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn16Click(Sender: TObject);
var {nI,}nK,nJ:integer;
iCicliv:integer;
rSum1:real;
begin
if StringGrid9.Cells[2,1]<>" then
begin
iCicliv:=strtoint(Edit3.Text);
ProgressBar1.Max:=iTrivalistCicly;
for nJ:=1 to iTrivalistCicly do
begin
rSum1:=0;
ProgressBar1.Position:=nJ;
for nK:=0 to iCicliv-1-1 do
begin
if StringGrid12.Cells[2,nJ+iTrivalistCicly*nK]<>" then
rSum1:=rSum1+sqr(strtfloat(StringGrid12.Cells[2,nJ+iTrivalistCicly*nK])
-strtfloat(StringGrid9.Cells[2,nJ]))
else showmessage('Пустий рядок = '+inttostr(nJ));
end;//nK
StringGrid9.Cells[0,nJ]:=inttostr(nJ);
StringGrid9.Cells[3,nJ]:=floattostr(rSum1/(iCicliv-1-1));

```

```

    end;//nJ
end
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
        [mbOk], 0);
    PageControl2.SetFocus;
    PageControl2.ActivePageIndex:=1;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
end;
(*=====*)

(*===== VISUAL DS =====*)
procedure TMainForm.BitBtn17Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
    if StringGrid9.Cells[2,1]<>" then
    begin
        MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
        ProgressBar1.Max:=StringGrid9.RowCount-1;
        for nJ:=1 to StringGrid9.RowCount-1 do
        begin
            If (StringGrid9.Cells[1,nJ]="")or(StringGrid9.Cells[2,nJ]="")then
            begin
                ShowMessage('Пустий рядок = '+inttostr(nJ));
            end
            //-----
        end;
        else
        begin
            MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid9.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid9.Cells[3,nJ]),",",clRed);
            ProgressBar1.Position:=nJ;
        end;
        end;
        MySeries1.ParentChart:=Chart1;
        PageControl1.ActivePageIndex:=1;
    end
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
        [mbOk], 0);
    PageControl2.SetFocus;
    PageControl2.ActivePageIndex:=1;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
end;
(*=====*)

(*===== Save MS FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn36Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
s1,s2:string;
begin
    //=====
    if StringGrid9.Cells[2,1]<>" then
    begin

```

```

If SaveDialog1.Execute then
begin
try

```

```

SaveDialog1.FileName:=ExtractFilePath(SaveDialog1.FileName)+'MS_FR_'+ExtractFileName(SaveDialog1.FileName);

```

```

AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
Rewrite(f);
MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid9.RowCount-1;
for nJ:=1 to StringGrid9.RowCount-1 do
begin
s1:=DotConvert(MainForm.StringGrid9.Cells[1,nJ]);
s2:=DotConvert(MainForm.StringGrid9.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:=1;
end;
end;
(*=====*)

```

```

(*===== Save DS FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn37Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
s1,s2:string;
begin
//=====

```

```

if StringGrid9.Cells[3,1]<>" then
begin
If SaveDialog1.Execute then
begin
try

```

```

SaveDialog1.FileName:=ExtractFilePath(SaveDialog1.FileName)+'DS_FR_'+ExtractFileName(SaveDialog1.FileName);

```

```

AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
Rewrite(f);
MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid9.RowCount-1;
for nJ:=1 to StringGrid9.RowCount-1 do
begin
s1:=DotConvert(MainForm.StringGrid9.Cells[1,nJ]);
s2:=DotConvert(MainForm.StringGrid9.Cells[3,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:=1;
end;
end;
(*=====*)

(*===== OBRAX COREL FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn13Click(Sender: TObject);
var iL,nK,iJ,nJ,iCicliv:integer;
rSum1:real;
nTmp:integer;
begin
If StringGrid12.Cells[2,1]<>" then //чи є значення
begin
If StringGrid9.Cells[2,1]<>" then //чи є MC
begin
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців = 3 шт.
StringGrid10.Cols[nJ].Clear;
StringGrid10.RowCount:=2;
//=====
StringGrid10.Cells[0,0]:='Відлік 1';
StringGrid10.Cells[1,0]:='Відлік 2';
StringGrid10.Cells[2,0]:='Знач. К.ф.';
//=====
iCicliv:=strtoint(Edit3.Text);
ProgressBar1.Max:=iTrivalistCicly;
nTmp:=0;
for iL:=1 to StrToInt(Edit9.Text){iTrivalistCicly }do
begin
for iJ:=2 to StrToInt(Edit9.Text)-1{iTrivalistCicly-1} do
begin
rSum1:=0;
for nK:=0 to iCicliv-1-1 do
begin
rSum1:=rSum1+(strtofloat(StringGrid12.Cells[2,iL+iTrivalistCicly*nK])-
strtofloat(StringGrid9.Cells[2,iL]))
*(strtofloat(StringGrid12.Cells[2,iJ+iTrivalistCicly*nK])-strtofloat(StringGrid9.Cells[2,iJ]));
end;
StringGrid10.Cells[2,iL+nTmp]:=floattostr((1/(iCicliv-1-1))*rSum1);
StringGrid10.Cells[0,iL+nTmp]:=inttostr(iL);
StringGrid10.Cells[1,iL+nTmp]:=inttostr(iJ);
StringGrid10.RowCount:=StringGrid10.RowCount+1;
nTmp:=nTmp+1;
end;//iJ
ProgressBar1.Position:=iL;
nTmp:=nTmp-1;
end; //iL

```

```

StringGrid10.RowCount:=StringGrid10.RowCount-1;
//=====
end //чи є MC
else
begin
  MessageDlg('Визначіть математичне сподівання!', mtWarning,
    [mbOk], 0);
end;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControl1.SetFocus;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
end;
(*=====*)
(*===== Save Cor FR =====*)
procedure TMainForm.BitBtn38Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
s1,s2,s3:string;
begin
  if StringGrid10.Cells[1,1]<>" then
  begin
    If SaveDialog1.Execute then
    begin
      try
SaveDialog1.FileName:=ExtractFilePath(SaveDialog1.FileName)+'Cor_FR_'+ExtractFileName(SaveDialog1.File
Name);
      AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
      Rewrite(f);
      MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid10.RowCount;
      for nJ:=1 to StringGrid10.RowCount do
      begin
        s1:=DotConvert(MainForm.StringGrid10.Cells[0,nJ]);
        s2:=DotConvert(MainForm.StringGrid10.Cells[1,nJ]);
        s3:=DotConvert(MainForm.StringGrid10.Cells[2,nJ]);
        writeln(f,s1,' ',s2,' ',s3 );
        MainForm.ProgressBar1.Position:=nJ;
      end;
    finally
      CloseFile(f);
    end;
    MainForm.ProgressBar1.Position:=0;
  end;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControl1.SetFocus;
  PageControl1.ActivePageIndex:=2;
end;
end;
(*=====*)

```

```

(*===== Save Signal perediskr =====*)
procedure TMainForm.BitBtn44Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
s1,s2:string;
begin
//=====
if StringGrid12.Cells[2,1]<>" then
begin
If SaveDialog1.Execute then
begin
try

SaveDialog1.FileName:=ExtractFilePath(SaveDialog1.FileName)+'Sign_p_des_'+ExtractFileName(SaveDialog1.F
ileName);
AssignFile(f,SaveDialog1.FileName);
Rewrite(f);
MainForm.ProgressBar1.Max:=StringGrid12.RowCount-1;
for nJ:=1 to StringGrid12.RowCount-1 do
begin
s1:=DotConvert(MainForm.StringGrid12.Cells[1,nJ]);
s2:=DotConvert(MainForm.StringGrid12.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;
(*=====*)
(*===== Точки що співпали =====*)
procedure TMainForm.BitBtn26Click(Sender: TObject);
var MySeries1:TPointSeries;
ni,nJ:integer;
begin
if StringGrid11.Cells[1,1]<>" then
begin
MySeries1:=TPointSeries.Create( Self );
MySeries1.Pointer.Style:=psCircle; //тип кривої
MySeries1.Pointer.HorizSize:=3; //діаметр точок
MySeries1.Pointer.VertSize:=3; //діаметр точок
ProgressBar1.Max:=StringGrid11.RowCount-1;
for nJ:=1 to StringGrid11.RowCount-1 do
begin
ProgressBar1.Position:=nJ;
for nI:=1 to StringGrid6.RowCount-1 do
begin
If StringGrid11.Cells[1,nJ]=StringGrid6.Cells[1,nI]then

```

```

begin
    MySeries1.AddXY(strtfloat(StringGrid11.Cells[1,nJ]),strtfloat(StringGrid6.Cells[2,nI]),",clPurple);
end;
end;
end;
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
    PageControl2.SetFocus;
    PageControl2.ActivePageIndex:=3;
end;
end;
(*=====*)
(*===== Open signal 1 =====*)
procedure TMainForm.N2Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
i:=1;
p:=1;
nStat:=0;
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
    StringGrid16.Cols[nJ].Clear;
StringGrid16.RowCount:=2;
//=====
StringGrid16.Cells[0,0]:='№';
StringGrid16.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid16.Cells[2,0]:='Значення';
if OpenFileDialog1.Execute then
begin
    try
        Application.ProcessMessages;
        AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);
        Reset(f);
        Label26.Caption:='Вхідний циклічний сигнал 1: '+OpenDialog1.FileName;
    try
//===== попереднє читання =====
        while Not Eof(f) do
            begin
                readln(f,sS);
                nStat:=1;
                for nJ:=1 to length(sS) do
                    begin
                        sSp:=copy(sS,nJ,1);
//showmessage('вирізаєм =']+sSp+'[');
                        if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
                    end;
                inc(p);
            end;
        finally

```

```

    CloseFile(f);
end;
//showmessage('к.-сть колонок = '+inttostr(nStat));
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
ProgressBar1.Max:=n; ///---
Repeat
case nStat of
1: begin
    readln(f,xD);
    StringGrid16.Cells[1,i]:= inttostr(i);
    StringGrid16.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
    end;
2: begin
    readln(f,xD,yD);
    StringGrid16.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
    StringGrid16.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
    end;
end;
StringGrid16.Cells[0,i]:= inttostr(i);
inc(i);
StringGrid16.RowCount:=StringGrid16.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid16.RowCount:=StringGrid16.RowCount-1;
finally
    CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=3;
end;
(*=====*)

(*===== Open signal 2 =====*)
procedure TMainForm.N21Click(Sender: TObject);
var yD,xD:double;
sS,sSp:string;
nStat,nJ:integer;
begin
i:=1;
p:=1;
nStat:=0;
//===== очистка =====
for nJ:=0 to 2 do //к.-сть стовбців
    StringGrid18.Cols[nJ].Clear;
StringGrid18.RowCount:=2;
//=====
StringGrid18.Cells[0,0]:='№';
StringGrid18.Cells[1,0]:='Відлік';
StringGrid18.Cells[2,0]:='Значення';
if OpenFileDialog1.Execute then
begin
try
    Application.ProcessMessages;
    AssignFile(f,OpenDialog1.FileName);

```

```

Reset(f);
Label27.Caption:='Вхідний циклічний сигнал 2: '+OpenDialog1.FileName;
try
//==== попереднє читання =====
while Not Eof(f) do
begin
readln(f,sS);
nStat:=1;
for nJ:=1 to length(sS) do
begin
sSp:=copy(sS,nJ,1);
if (sSp=' ')or(sSp=' ') then nStat:=2
end;
inc(p);
end;
finally
CloseFile(f);
end;
//showmessage('к.-сть колонок = '+inttostr(nStat));
//=====
Reset(f);
n:=p-1; //-1 бо інкремент +1
ProgressBar1.Max:=n; /---
Repeat
case nStat of
1: begin
readln(f,xD);
StringGrid18.Cells[1,i]:= inttostr(i);
StringGrid18.Cells[2,i]:= floattostr(xD);
end;
2: begin
readln(f,xD,yD);
StringGrid18.Cells[1,i]:= floattostr(xD);
StringGrid18.Cells[2,i]:= floattostr(yD);
end;
end;
StringGrid18.Cells[0,i]:= inttostr(i);
inc(i);
StringGrid18.RowCount:=StringGrid18.RowCount+1;
ProgressBar1.Position:=i;
until Eof(f);
StringGrid18.RowCount:=StringGrid18.RowCount-1;
finally
CloseFile(f);
end;
end;
ProgressBar1.Position:=0;
PageControl1.ActivePageIndex:=3;
end;
(*=====*)

(*===== Visual signal 1 =====*)
procedure TMainForm.BitBtn40Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
{//===== чистка =====}

```

```

//== чистить навіть коли вкл/викл графік
Chart1.SeriesList.Clear;
MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
MySeries1.ParentChart:=Chart1;
//=====}
if StringGrid16.Cells[2,1]<>" then
begin
  MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
  ProgressBar1.Max:=StringGrid16.RowCount-1;
  for nJ:=1 to StringGrid16.RowCount-1 do
  begin
    MySeries1.AddXY(nJ,strtfloat(StringGrid16.Cells[2,nJ]),",clGreen);
    ProgressBar1.Position:=nJ;
  end;
  MySeries1.ParentChart:=Chart1;
  ProgressBar1.Position:=0;
  PageControl1.ActivePageIndex:=1;
end
else
begin
  MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
    [mbOk], 0);
  PageControl1.SetFocus;
  PageControl1.ActivePageIndex:=3;
end;
end;
(*===== Visual signal 2 =====*)
procedure TMainForm.BitBtn42Click(Sender: TObject);
var nJ:integer;
MySeries1:TLineSeries;
begin
  {//===== чистка =====}
  //== чистить навіть коли вкл/викл графік
  Chart1.SeriesList.Clear;
  MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
  MySeries1.ParentChart:=Chart1;
  if StringGrid18.Cells[2,1]<>" then
  begin
    MySeries1:=TLineSeries.Create( Self );
    ProgressBar1.Max:=StringGrid18.RowCount-1;
    for nJ:=1 to StringGrid18.RowCount-1 do
    begin
      MySeries1.AddXY(nJ,strtfloat(StringGrid18.Cells[2,nJ]),",clBlue);
      ProgressBar1.Position:=nJ;
    end;
    MySeries1.ParentChart:=Chart1;
    ProgressBar1.Position:=0;
    PageControl1.ActivePageIndex:=1;
  end
  else
  begin
    MessageDlg(' Немає даних ', mtInformation,
      [mbOk], 0);
    PageControl1.SetFocus;
    PageControl1.ActivePageIndex:=3;
  end;
end.

```

АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ

ЗАТВЕРДЖУЮ

Товариство з обмеженою
відповідальністю «Мевіз»директор
Бачинський М. В.

«14» 06 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

результатів дисертаційної роботи Зозулі Андрія Миколайовича

Даний акт складений про те, що в медичному центрі ТОВ «Мевіз», впроваджено результати дисертаційного дослідження А.М. Зозулі «Моделювання та методи статистичного опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю», а саме, систему комп'ютерних програм для автоматизованого формування та статистичного аналізу серцевого ритму на базі векторного ритмокардіосигналу (ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю).

Це програмне забезпечення ґрунтується на новій математичній моделі векторного ритмокардіосигналу у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних нормально розподілених випадкових послідовностей, а також на нових методах статистичного опрацювання ритмокардіосигналів в рамках спектрально кореляційної теорії випадкових процесів та векторів.

Застування цієї системи комп'ютерних програм дало змогу підвищити інформативність автоматизованого аналізу серцевого ритму в сучасних комп'ютеризованих медичних системах.

Директор ТОВ «Мевіз»

Бачинський М. В.

ЗАТВЕРДЖУЮ



Проректор з наукової роботи
Тернопільського національного
технічного університету ім. І. Пулюя

Р. М. Рогатинський

2020 р.

АКТ

про впровадження результатів дисертаційної роботи «Моделювання та методи статистичного опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю» Зозулі Андрія Миколайовича, представленої на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук зі спеціальності 01.05.02 – математичне моделювання та обчислювальні методи, в навчальному процесі ТНТУ ім. І Пулюя.

Цим актом підтверджується, що результати дисертаційної роботи Зозулі Андрія Миколайовича використано при проведенні лекційних та лабораторних занять із дисциплін «Моделювання комп'ютерних систем» та «Математичне забезпечення комп'ютерних систем та мереж» для студентів спеціальності 123 - Комп'ютерна інженерія.

Зозуля А.М. запропонував математичну модель ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю у вигляді вектора стаціонарних та стаціонарно пов'язаних випадкових послідовностей, статистичні методи його опрацювання та систему комп'ютерних програм для аналізу серцевого ритму.

Використання вказаних результатів у навчальному процесі дало змогу студентам ознайомитися із сучасними підходами до стохастичного моделювання сигналів та методів статистичного їх опрацювання в комп'ютеризованих медичних діагностичних системах.

Завідувач кафедри

комп'ютерних систем та мереж,

к.т.н., доцент

Г. М. Осухівська

ЗАТВЕРДЖУЮ

Тернопільський національний
медичний університет
ім. І.Я. Горбачевського

Проректор з наукової роботи

проф. І.М. Кліщ

«12» _____ 2020 р.

АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ***результатів дисертаційної роботи Зозулі Андрія Миколайовича***

Даний акт складений про те, що в науково-дослідній роботі, яка проводиться на кафедрі медичної інформатики ТНМУ ім. І.Я. Горбачевського, використано наступні результати дисертаційного дослідження А. М. Зозулі «Моделювання та методи статистичного опрацювання ритмокардіосигналів із підвищеною роздільною здатністю»:

- математичну модель векторного ритмокардіосигналу, що дає змогу адекватно враховувати як стохастичність, так і часову динаміку серцевого ритму людини при його аналізі в сучасних кардіодіагностичних системах.
- метод автоматичного формування із електрокардіосигналу ритмокардіосигналу із підвищеною роздільною здатністю;
- систему комп'ютерних програм для аналізу серцевого ритму із підвищеною інформативністю.

Прийняті до впровадження та подальшого сумісного вдосконалення і практичної реалізації зазначені позиції є підставою для підвищення рівня інформативності автоматизованого аналізу серцевого ритму в сучасних комп'ютеризованих медичних системах.

Завідувач кафедри

медичної інформатики

д.б.н., проф.

Д.Вак -

Вакуленко Д.В.