

рахунок появи додаткових поділок у проміжках класичної рівномірної двійкової шкали, в середньому пропорційно 2^{N-2} .

2. Додаткові поділки у початковій частині вимірювальної шкали розташовуються значно густіше (2^{N-1}), але нерівномірно по всій шкалі, причому із збільшенням розрядності ця нерівномірність густини зменшується.

3. В цілому точність вимірювання частоти в РТС і ТКС можливо покращити в рази, одночасно збільшивши швидкість отримання результатів таких вимірювань, лише за методом коінциденції.

Література

1. Пат. США. № 3924183. J. C. Fletcher, Frequency measurement by coincidence detection with standard frequency. U. S. Patent 3, 924,183. 1975.
2. D. Hernández B., V. E. Tyrsa. Método para la medición de frecuencia usando aproximaciones racionales. Revista Mexicana de Física, 52 (4) 359-364. 2006.
3. L. Busrtseva, V. E. Tyrsa. Maedición de la frecuecnia según el método de las aproximaciones racionales. Electro 2002. Octubre 2002. ISSN 1405-2172. pp 441-446.
4. Троцишин І.В. Вимірювання та перетворення фазочастотних параметрів радіосигналів: – Хмельницький, ПП Ковальський В.В. – 2002. – 382с.
5. Троцишина Л.В. Вимірювання частоти за методом коінциденції/ Троцишина Л.В., Войтюк О.П., Троцишин І.В // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2005. – № 2. – С. 198-203.
6. Троцишин І.В. Частота, кут фазового зсуву, повний фазовий зсув: – ілюзії та реальність // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2005. – № 2. – С. 193-198.
7. Троцишин І.В. Теорія та практика фазочастотних вимірювань і перетворень радіосигналів // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2007. – № 2. – С. 7-22
8. Троцишина Л.В. Фазочастотный подход к измерению частоты радиосигналов и частотомер совпадений // “Молодь та сучасні проблеми радіотехніки та телекомунікацій” “РТ-2006”. Матеріали міжнародної науково-технічної конференції студентів, аспірантів і вчених. – Севастополь, -С.93-97.
9. Троцишина Л.В. Особливості частоти як вимірюваної величини та класифікація методів вимірювання / Л.В. Троцишина, О.П. Войтюк, В.Р. Любчик, І.В. Троцишин // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2007. – № 2. С. 191-202.
10. Троцишин І.В. Ієрархія сучасних цифрових методів вимірювання частоти та методологія їх застосування у радіотехнічних та телекомунікаційних системах/ І.В. Троцишин, В.Т. Кондратов, Л.В. Троцишина // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2008. – № 2. С. 226-233.
11. Троцишин І.В. Вимірювання частоти за методом коінциденції та особливості утворення шкали вимірювального перетворення І.В.Троцишин, О.П.Войтюк, Л.В. Троцишина // Вісник Хмельницького національного університету. – 2009. – № 3. – Технічні науки. – С. 240-244.

Надійшла 10.11.2009 р.

УДК 004.41: 616.12-073.96/97

Я.В. ЛИТВИНЕНКО, С.А. ЛУПЕНКО

Тернопільський державний технічний університет ім. Івана Пулюя

А.С. СВЕРСТЮК

Тернопільський державний медичний університет ім. І.Я. Горбачевського

ПРОГРАМНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ОБРОБКИ ТА МОДЕЛЮВАННЯ СИНХРОННО ЗАРЕЄСТРОВАНИХ КАРДІОСИГНАЛІВ З ВИКОРИСТАННЯМ МОДЕЛЕЙ ТА МЕТОДІВ ТЕОРІЇ ЦИКЛІЧНИХ ФУНКЦІОНАЛЬНИХ ВІДНОШЕНЬ

В даній роботі розроблено програмний комплекс, що дає змогу проводити сумісну статистичну обробку синхронно зареєстрованих кардіосигналів та їх імітацію на основі моделі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Запропоновано використовувати як діагностичні ознаки, коефіцієнти розкладу отриманих статистичних оцінок кардіосигналів в базисі тригонометричних функцій

The program system for statistic processing of synchronously registered cardiosignals and their imitation on basis of the vector model of rhythmically connected cyclic stochastic processes is analyzed in the paper. The coefficients of the analysis of the received statistic data of the cardiosignals in terms of trigonometric functions are suggested to be used as the diagnostic criteria.

Ключові слова: синхронно зареєстровані кардіосигнали, програмний комплекс, статистична обробка, імітаційне моделювання.

Вступ. Ефективність функціонування сучасних кардіодіагностичних систем в значній мірі залежить від методів обробки, які закладаються в програмне забезпечення [1]. В свою чергу, методи базуються на

математичних моделях кардіосигналів, які і задають можливості та специфіку обробки. Зокрема, сумісну обробку синхронно зареєстрованих кардіосигналів (СЗКС) різної фізичної природи (електричної, магнітної, акустичної) можливо проводити лише за умови, що їх математичні моделі є певним чином узгодженими між собою і мають подібну структуру.

Робота багатьох сучасних кардіодіагностичних систем базується здебільшого на аналізі окремо кожного із СЗКС (електрокардіосигналу, фонокардіосигналу, реокардіосигналу та інших). Наприклад, в даний час широко використовуються електрокардіографічні ("Кардіолаб СЕ", "Стрес-Тест", "АНКАР-131"; "Валента ЕКГ"); фонокардіографічні ("Кардіолаб+Фоно", "Сфера-4", "КАРДИО+"); реографічні ("Реоком Standard", "РЕАН-ПОЛИ", "Мицар-РЕО") системи, що мають спеціальне програмне забезпечення, яке працює переважно лише з одним типом сигналів.

У розробленому програмному комплексі, якому присвячено дану статтю, використано підхід до сумісної статистичної обробки та моделювання СЗКС з використанням моделей та методів теорії циклічних функціональних відношень [2], що дає змогу проводити сумісну статистичну обробку кардіосигналів і отримувати більш повну діагностичну інформацію про стан серцево-судинної системи людини.

Основний розділ. У працях [3-5] описана математична модель та методи обробки СЗКС на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

Згідно з роботою [3], дамо означення вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

Означення 1. Вектор $\Theta_N(\omega, t)$ циклічних випадкових процесів $\left\{ \xi_i(\omega, t), i = \overline{1, N}, \omega \in \Omega, t \in \mathbf{W} \right\}$

будемо називати вектором ритмічно пов'язаних випадкових процесів, а самі процеси строго ритмічно пов'язаними, якщо існує така функція $T(t, n)$, яка задовольняє умовам функції ритму, що скінченновимірні вектори

$\left\{ \xi_{i_1}(\omega, t_1), \xi_{i_2}(\omega, t_2), \dots, \xi_{i_k}(\omega, t_k) \right\}$ та $\left\{ \xi_{i_1}(\omega, t_1 + T(t_1, n)), \xi_{i_2}(\omega, t_2 + T(t_2, n)), \dots, \xi_{i_k}(\omega, t_k + T(t_k, n)) \right\}$
 $n \in \mathbf{Z}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}$, де $\{t_1, \dots, t_k\}$ – множина сепарабельності вектора $\Theta_N(\omega, t)$, при всіх цілих $k \geq 1$ є стохастично еквівалентними у широкому розумінні.

Областю визначення $\mathbf{W}$ вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів може бути або впорядкована дискретна $\mathbf{W} = \mathbf{D} = \left\{ t_{ml} \in \mathbf{R}, m \in \mathbf{Z}, l = \overline{1, L} \right\}$ або неперервна $\mathbf{W} = \mathbf{R}$ множина дійсних чисел. У випадку дискретності області визначення $\mathbf{W} = \mathbf{D}$ для її елементів 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 $t_{m_1 l_1} > t_{m_2 l_2}$; $m_1, m_2 \in \mathbf{Z}, l_1, l_2 \in \overline{1, L}$. Причому $0 < t_{m, l+1} - t_{m, l} < \infty$.

Функція ритму $T(t, n)$ визначає закон зміни часових інтервалів між однофазними значеннями вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Функція ритму задовольняє таким умовам:

$$\begin{aligned} \text{а) } T(t, n) &> 0 \quad \text{якщо, } n > 0; \quad T(t, 1) < \infty \\ \text{б) } T(t, n) &= 0 \quad \text{якщо, } n = 0 \\ \text{в) } T(t, n) &< 0 \quad \text{якщо, } n < 0, \quad t \in \mathbf{W}, \end{aligned} \quad (1)$$

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

$$T(t_1, n) + t_1 < T(t_2, n) + t_2, \quad \forall n \in \mathbf{Z}; \quad (2)$$

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) та (2).

У частинному випадку, якщо функція ритму $T(t, n) = n \cdot T$ ($T > 0, n \in \mathbf{Z}$), то вектор $\Theta_N(\omega, t)$ будемо називати вектором T - періодично пов'язаних випадкових процесів.

Розглянемо властивості деяких ймовірнісних характеристик вектора $\Theta_N(\omega, t)$ циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Так, для його сумісної k – вимірної функції розподілу, має місце рівність:

$$\begin{aligned} F_{k_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = \\ = F_{k_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), n \in \mathbf{Z}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, t_1, \dots, t_k \in \mathbf{W}. \end{aligned} \quad (3)$$

Змішана центральна моментна функція порядку $p = \sum_{j=1}^k R_j$:

$$r_{p_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}}(t_1, \dots, t_k) = \mathbf{M} \left\{ \left(\xi_{i_1}(\omega, t_1) - m_{\xi_{i_1}}(t_1) \right)^{R_1} \cdot \dots \cdot \left(\xi_{i_p}(\omega, t_k) - m_{\xi_{i_k}}(t_k) \right)^{R_k} \right\} =$$

$$= r_{p_{\xi_{i_1} \dots \xi_{i_k}}}(t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), t_1, t_2, \dots, t_k \in \mathbf{W}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, n \in \mathbf{Z}. \quad (4)$$

В роботах [4, 5] описано методи дискретизації кардіосигналів та оцінювання їх функції ритму, що дає змогу проводити сумісну статистичну обробку, з врахуванням мінливості ритмічної структури таких кардіосигналів. Базуючись на отриманих результатах було розроблено програмний комплекс для обробки та моделювання СЗКС з використанням моделей та методів теорії циклічних функціональних відношень, який складається з трьох програмних блоків:

- блок статистичної обробки циклічних сигналів;
- блок сумісної статистичної обробки циклічних сигналів;
- блок моделювання циклічних сигналів.

Структурна схема блоку статистичної обробки циклічних кардіосигналів надана на рис. 1.

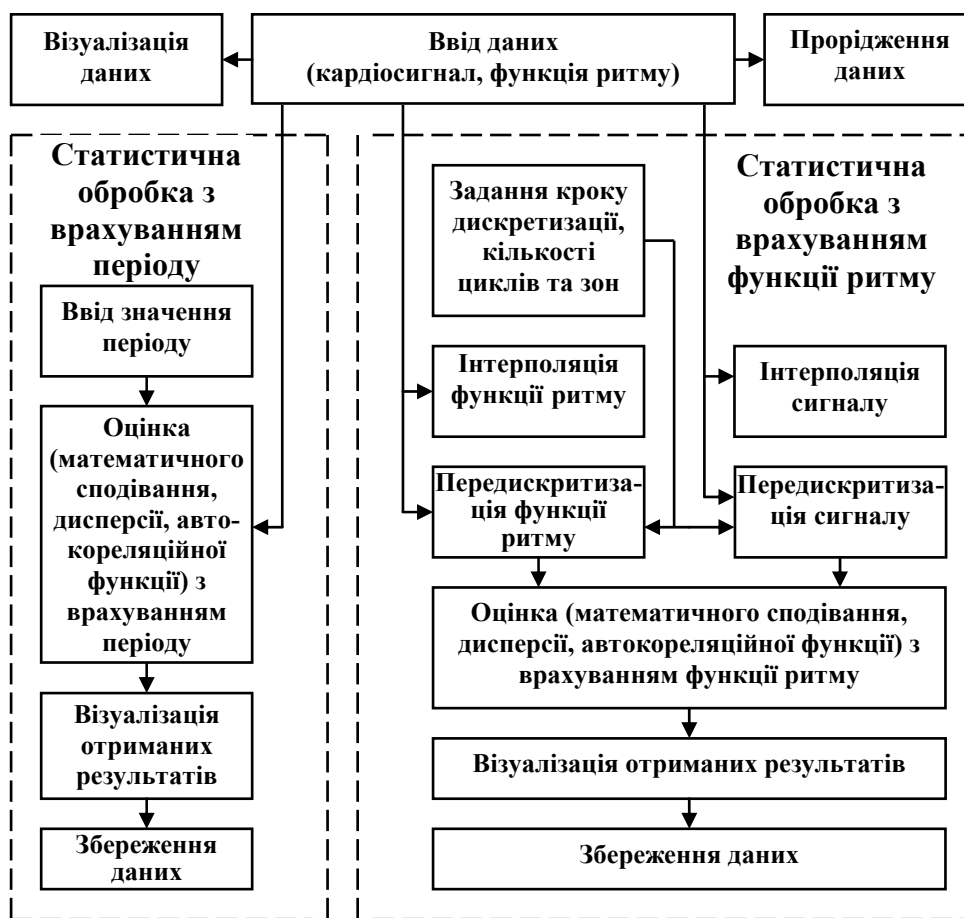


Рис. 1. Структурна схема блоку статистичної обробки кардіосигналів

Програмний комплекс написаний на мові програмування Delphi 7 з використанням стандартних компонентів. Структурна схема основного блоку статистичної обробки складається з двох частин: статистична обробка кардіосигналів з врахуванням періоду; статистична обробка кардіосигналів з врахуванням функції ритму.

Перша частина статистичної обробки дозволяє отримувати оцінки математичного сподівання, дисперсії, автокореляційної функції відомими методами, шляхом усереднення значень реалізації через період. Вхідними даними для здійснення такої статистичної обробки є значення сигналу та значення періоду, оцінка якого може бути проведена відомими методами.

Друга частина статистичної обробки здійснюється з врахуванням ритмічної структури сигналу (функції ритму) згідно з методами, описаними в роботах [4, 5]. Вхідними даними при такій обробці, є значення сигналу, дискретна функція ритму, кількість циклів з яких складається сигнал та кількість зон, з яких складається кожен цикл. Оскільки дана частина статистичної обробки передбачає передискретизацію сигналу, то необхідно задати крок передискретизації сигналу, який на порядок менший від кроку

дискретизації досліджуваного сигналу. Слід відзначити, що дві частини обробки працюють незалежно одна від одної, спільними є лише вхідні значення сигналу, який вони обробляють. На рис. 2 подано зовнішній вигляд інтерфейсу програми для введення та візуалізації вхідних даних.

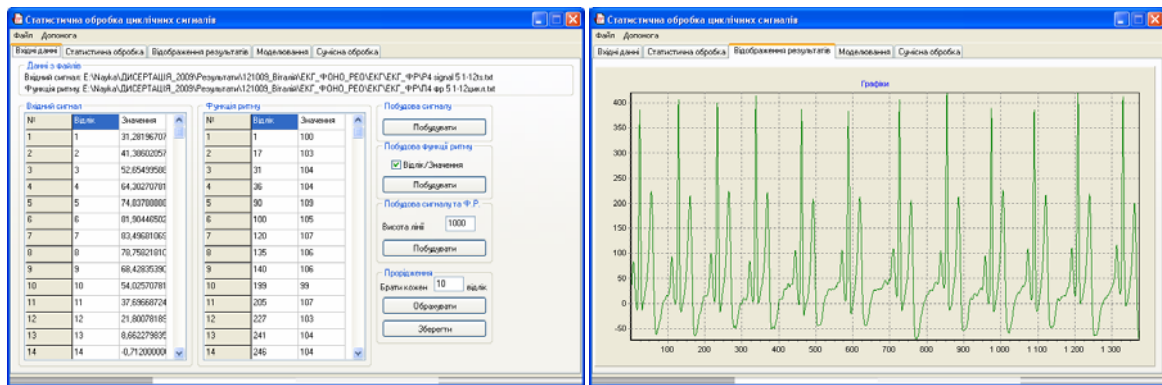


Рис. 2. Зовнішній вигляд інтерфейсу програми для введення даних:
а) введення вхідних даних; б) візуалізація вхідних даних (електрокардіосигнал)

Приклад інтерфейсу програми для проведення статистичної обробки з врахуванням періоду та функції ритму подано на рис. 3.

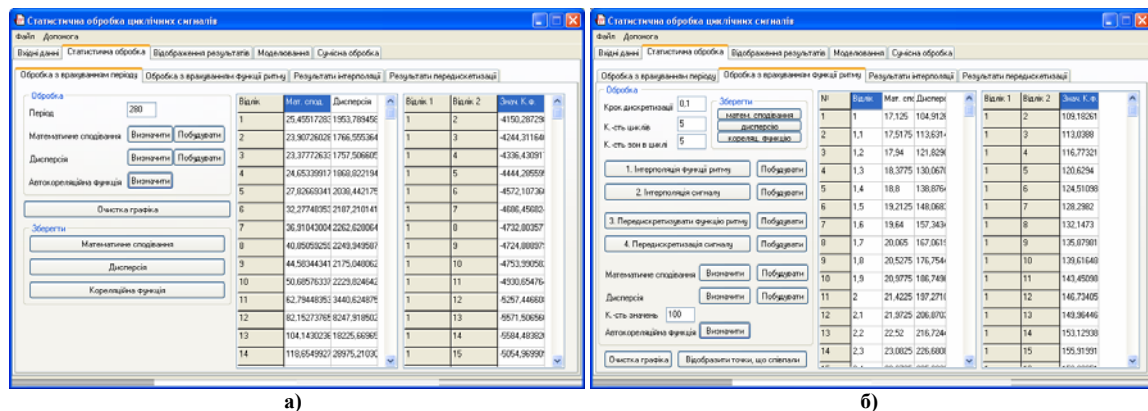


Рис. 3. Зовнішній вигляд інтерфейсу програми для проведення статистичної обробки:
а) з врахуванням періоду; б) з врахуванням функції ритму

На рис. 4 подано, як приклад, результати статистичної обробки оцінок імовірнісних характеристик: математичного сподівання та дисперсії двох СЗКС, отримані методом, що враховує функцію ритму. Всі отримані дані, при необхідності, можна зберегти у файлах для подальших кроків обробки.

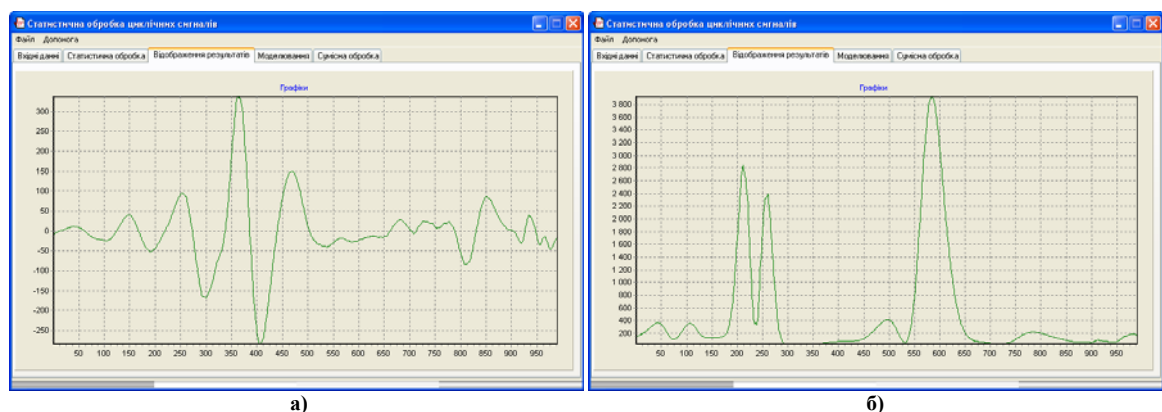


Рис. 4. Зовнішній вигляд інтерфейсу програми для візуалізації отриманих оцінок:
а) математичне сподівання фонокардіограми; б) дисперсія інтегральної реограми

Структурну схему блоку програмного комплексу для проведення сумісної статистичної обробки СЗКС надано на рис. 5.

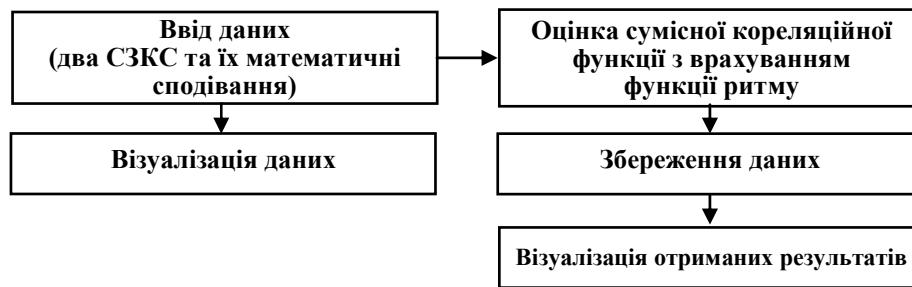


Рис. 5. Структурна схема блоку сумісної статистичної обробки

Для проведення сумісної статистичної обробки необхідно завантажити СЗКС і оцінки їх математичних сподівань. Приклад інтерфейсу програми для введення вхідних даних для сумісної обробки та отримана кореляційна функція двох СЗКС (електрокардіограми та інтегральної реограми) подано на рис. 6.

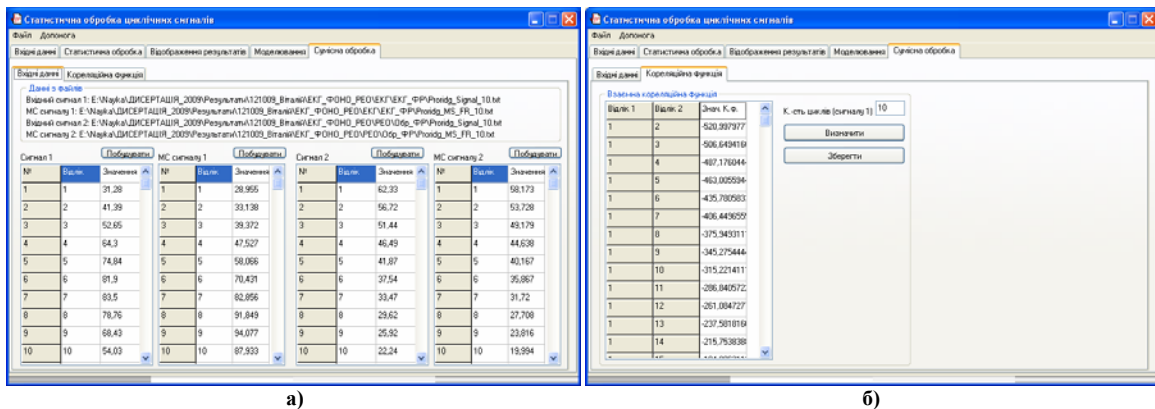


Рис. 6. Зовнішній вигляд інтерфейсу програми для сумісної статистичної обробки:
а) введення синхронно зареєстрованих даних та оцінок математичних сподівань;
б) визначення сумісної кореляційної функції

Отримані оцінки сумісних кореляційних функцій, за допомогою блоку сумісної статистичної обробки подано на рис. 7.

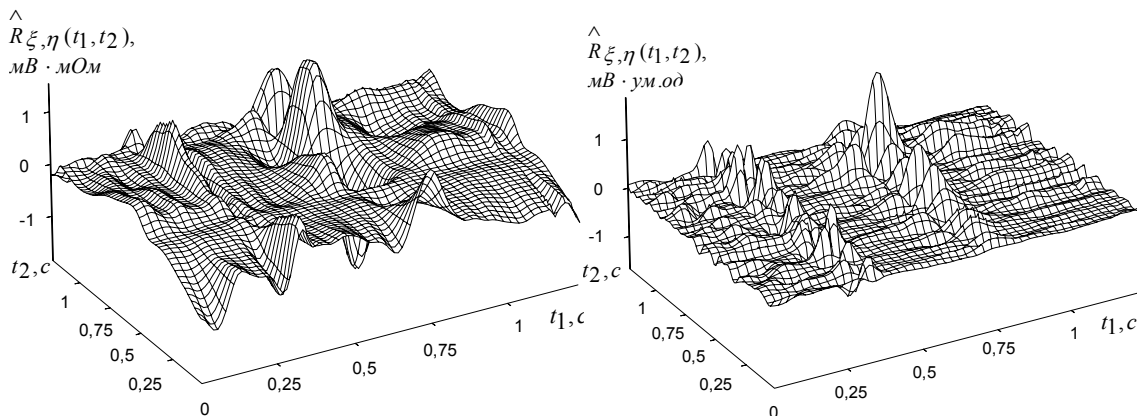


Рис. 7. Оцінки сумісних кореляційних функцій:
а) електрокардіограми та інтегральної реограми; б) електрокардіограми та фонокардіограми

З метою проведення імітаційного моделювання кардіосигналів в програмному комплексі передбачено блок імітації циклічних сигналів, структурна схема якого подана на рис. 8. Вхідними даними для проведення імітації є циклічний сигнал, його функція ритму, кількість значень циклів та зон. Для моделювання циклічного сигналу, спочатку формується дискретна функція ритму, шляхом завдання зонно-часової структури сигналу, що моделюється (задаються тривалості зон), після формування нової дискретної функції ритму, моделюється циклічний сигнал із заданою функцією ритму.



Рис. 8. Структурна схема блоку імітаційного моделювання циклічних сигналів

У роботі [7] описано метод моделювання циклічних функціональних відношень, на базі яких розроблено блок імітаційного моделювання циклічних сигналів. Наведемо основні математичні співвідношення. Для циклічного випадкового процесу необхідно сформулювати послідовність стохастично еквівалентних базових циклів $\{g_m(\omega, t_0), \omega \in \Omega, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}\}$:

$$\begin{aligned} \{(t, \xi(\omega, t)), t \in \mathbf{W}\} &= \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \{(t, \xi_m(\omega, t)), t \in \mathbf{W}_{c_m}\} = \\ &= \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \mathbf{G}_{y_m(t_0)} \left[\{(t_0, g_m(\omega, t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}\} \right] = \\ &= \bigcup_{m \in \mathbf{Z}} \{(y_m(t_0), g_m(\omega, t_0)), t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}\}, \end{aligned} \quad (5)$$

k – вимірні функції розподілу базових циклів $\{g_m(\omega, t_0), \omega \in \Omega, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}\}$ задовольняють такий рівності:

$$\begin{aligned} F_{k_{g_{m_1} \dots g_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_{01}, \dots, t_{0k}) &= F_{k_{g_{m_1+n} \dots g_{m_k+n}}} (x_1, \dots, x_k; t_{01}, \dots, t_{0k}), \\ x_1, \dots, x_k &\in \mathbf{R}, t_{01}, \dots, t_{0k} \in \mathbf{W}_{c_0}, m_1, \dots, m_k, n \in \mathbf{Z}. \end{aligned} \quad (6)$$

Процедура параметричної ідентифікації, а саме, визначення k -вимірної функції розподілу базових циклів та функцій перетворення шкали $\{y_m(t_0) \in \mathbf{W}_{c_m}, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}\}$:

$$\begin{aligned} F_{k_{g_{m_1} \dots g_{m_k}}} (x_1, \dots, x_k; t_{01}, \dots, t_{0k}) &= F_{k_\xi} (x_1, \dots, x_k; t_{01} + T(t_{01}, m_1), \dots, t_{0k} + T(t_{0k}, m_k)), \\ x_1, \dots, x_k &\in \mathbf{R}, t_{01}, \dots, t_{0k} \in \mathbf{W}_{c_0}, m_1, \dots, m_k \in \mathbf{Z}, \\ y_m(t_0) &= t_0 + T(t_0, m) \in \mathbf{W}_{c_m}, t_0 \in \mathbf{W}_{c_0}, m \in \mathbf{Z}. \end{aligned} \quad (7)$$

Зовнішній вигляд інтерфейсу програми для моделювання (введення вхідних даних та візуалізація результату імітаційного моделювання електрокардіосигналу), наведено на рис. 9.

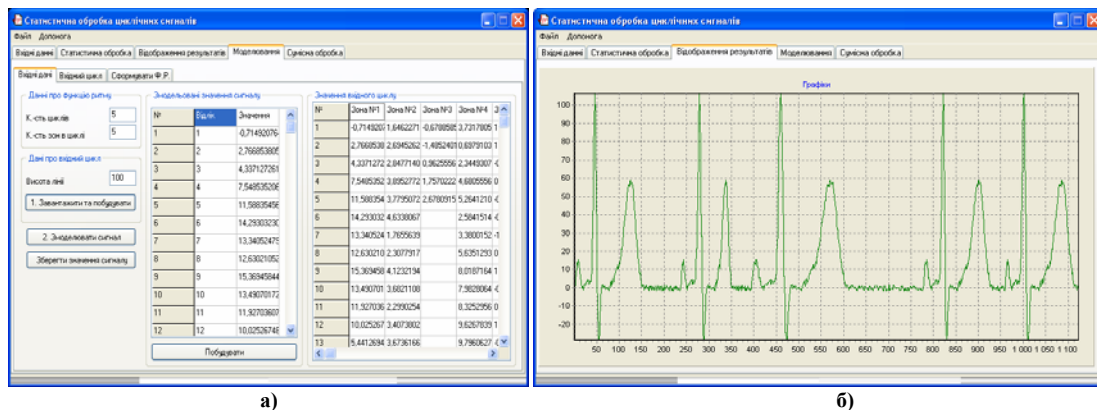


Рис. 9. Зовнішній вигляд інтерфейсу програми для моделювання:
а) введення вхідних даних; б) візуалізація результату моделювання циклічного сигналу (електрокардіосигнал)

З метою оцінки точності імітаційного моделювання, проведено порівняння заданого математичного

сподівання реального циклічного сигналу $m_{\xi}(t)$ та оцінки математичного сподівання $\hat{m}_{\xi}(t)$ змодельованого електрокардіосигналу, визначена абсолютна похибка моделювання. Відповідні результати наведено на рис. 10.

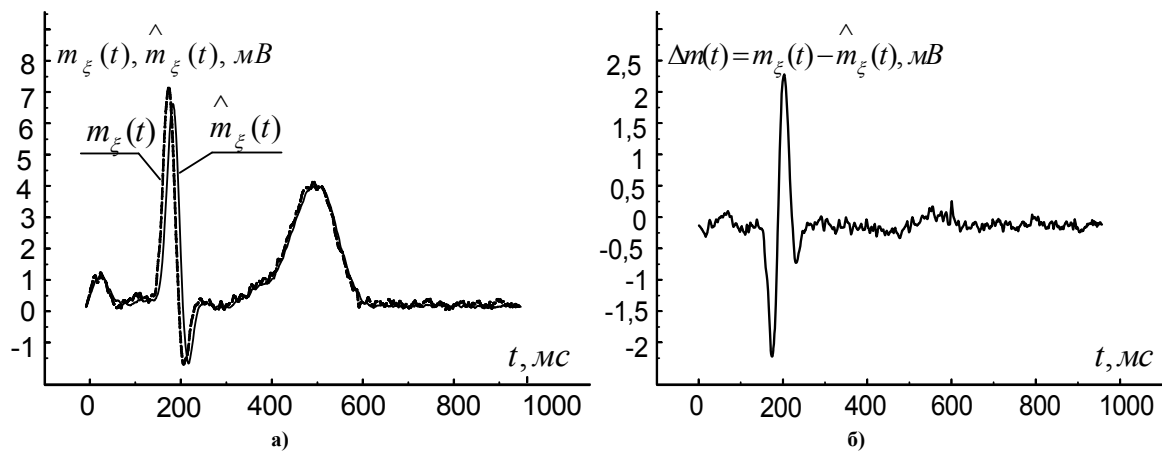


Рис. 10. Результати визначення точності імітаційного моделювання:

а) задане математичне сподівання реального циклічного сигналу $m_{\xi}(t)$ та оцінка $\hat{m}_{\xi}(t)$ математичного сподівання змодельованого електрокардіосигналу; б) абсолютна похибка моделювання електрокардіосигналу

Оцінки імовірнісних характеристик СЗКС різної фізичної природи, які дає змогу отримати програмний комплекс, можуть бути використані, як діагностичні ознаки для функціональної діагностики стану серцево-судинної системи. З цією метою необхідно мінімізувати кількість інформативних (діагностичних) ознак, для потреб їх використання в автоматизованих системах діагностики. Для цього пропонується використовувати коефіцієнти розкладу оцінок імовірнісних характеристик. Як приклад, на рис. 11 наведені результати розкладів оцінок математичних сподівань, в базисі тригонометричних функцій.

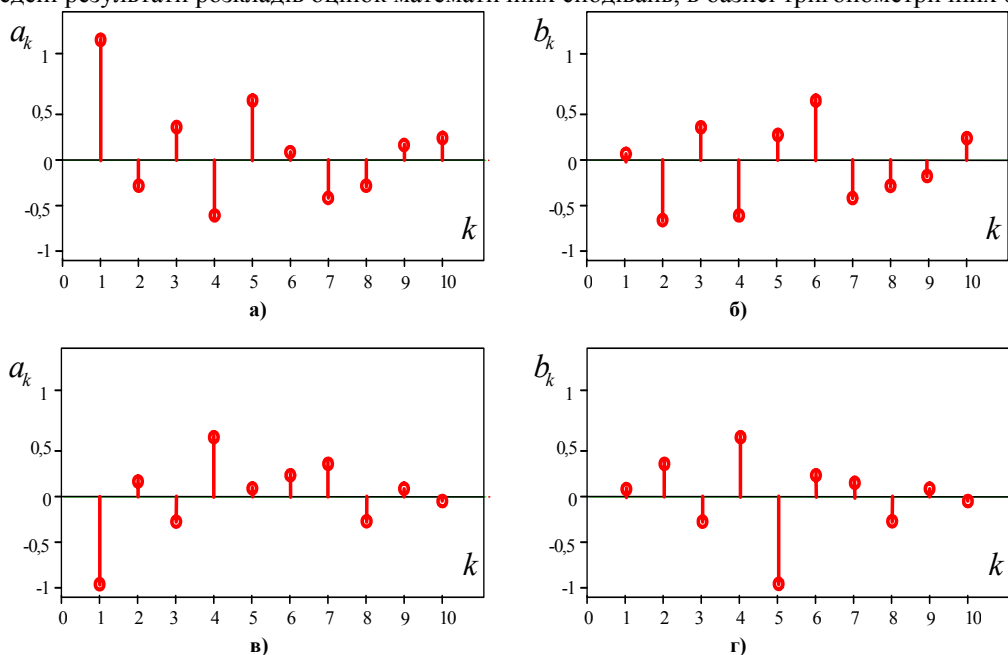


Рис. 11. Коефіцієнти розкладу оцінок математичних сподівань електрокардіосигналів в базисі тригонометричних функцій: а), б) норма; в), г) патологія (порушення внутрішньої провідності шлуночків)

В подальших дослідженнях планується розглянути розклади одновимірних (математичних сподівань, дисперсій) та двохвимірних (автокореляційна функція, сумісна кореляційна функція) оцінок імовірнісних характеристик СЗКС в різних ортогональних базисах. Такі дослідження необхідно провести з метою вибору та обґрунтування базису, який забезпечить мінімальну кількість коефіцієнтів.

Висновки. Розроблений програмний комплекс дає змогу проводити статистичну обробку СЗКС різної фізичної природи і отримувати оцінки математичного сподівання, дисперсії, автокореляційної та сумісної кореляційної функцій (з врахуванням функції ритму, та з врахуванням періоду). Крім цього, програмний комплекс дає змогу проводити імітаційне моделювання кардіосигналів. В подальших дослідженнях необхідно обґрунтувати базис ортогональних функцій, коефіцієнти яких можуть бути

використані як інформативні ознаки, під час проведення автоматизованої діагностики. Даний програмний комплекс може бути використаний як складова (програмна) частина в автоматизованих діагностичних системах стану серцево-судинної системи людини.

Література

1. Булдакова Т.И., Гриндев В.И., Кириллов К.И., Ланцберг А.В., Суятинов С.И. Програмно-аналитический комплекс модельной обработки биосигналов // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2009. – № 1. – С.71-77.
2. Лупенко С.А. Циклічне функціональне відношення як основа математичного формалізму теорії моделювання та аналізу циклічних сигналів // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2007. – Т. 12, № 3. – С.183-195.
3. Лупенко С.А., Студена Ю.В. Математичне моделювання сигналів серця в задачах технічної кардіометрії на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2006. – Т. 11, № 1. – С.134-142.
4. Литвиненко Я.В., Лупенко С.А., Студена Ю.В. Методи статистичної обробки сигналів серця на базі їх моделі у вигляді циклічного випадкового процесу із зонною часовою структурою // Вісник Тернопільського державного технічного університету. – 2006. – Т.11, № 4, – С. 189-200.
5. Лупенко С.А., Литвиненко Я.В., Сверстюк А.С. Статистичний сумісний аналіз кардіосигналів на основі вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів // Електроніка та системи управління (Національний авіаційний університет. – 2008). – № 4 (18). – С.22-29.
6. Лупенко С.А. Статистичні методи сумісної обробки сукупності ритмічно пов'язаних циклічних випадкових процесів // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький: Навчальна книга. – 2005. – № 1. – С. 80-84.
7. Лупенко С.А., Дем'янчук Н.Р., Сверстюк А.С. Концептуально-методологічні основи імітаційного моделювання циклічних сигналів на ЕОМ із використанням їх моделі у вигляді циклічного функціонального відношення // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – Хмельницький національний університет. – 2008. – № 4. – С. 101-111.

Надійшла 24.11.2009 р.

УДК 004.8

О.В. БАРМАК

Інститут кібернетики ім. В.М. Глушкова НАН України, м. Київ

К.М. БАРАБАН

Хмельницький національний університет

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ МОДЕЛЮВАННЯ ТРЬОХМІРНОЇ ГОЛОВИ ЛЮДИНИ

В статті запропонована оригінальна технологія отримання трьохмірної моделі голови людини на основі специфічних фотографічних зображень. Запропонований метод обробки та створення цих зображень, і отримання необхідних для побудови моделі параметрів. В якості математичного інструментарію задіяні NURBS-криві та алгебраїчні перетворення векторів координат точок.

The article proposed an original technology of three-dimensional model of the human head based on the unique photographic images. The proposed method of processing and the creation of these images, and obtaining necessary to construct the model parameters. The mathematical tools involved NURBS-curves and algebraic transformation of position vectors.

Ключові слова: трьохмірна модель голови людини, математична модель, NURBS-криві, точкові криві.

Вступ

В сучасному світі досить актуальною в комп'ютерній графіці є задача побудови трьохмірних моделей, що мають фотографічну схожість з реальними об'єктами і людьми.

Сфера використання трьохмірних моделей широка. Інтерфейс з елементами віртуальної реальності полегшує роботу з комп'ютерною технікою користувачам будь-якого рівня, в тому числі й людям з обмеженими фізичними можливостями. Створення навчальних програм з використанням трьохмірних моделей, які мають властивості реальних об'єктів, дозволить більш ефективно використовувати навчальний час і відпрацьовувати складні практичні завдання в безпечних умовах і за відсутності надмірних матеріальних витрат. Окремою складною проблемою, яка може бути вирішена за допомогою моделі трьохмірної голови людини, є задача розпізнавання особистості [1].

Методи побудови трьохмірних моделей

Існує три основних підходи до побудови моделей: 1) вручну за допомогою поширених програм моделювання (наприклад, 3D Max); 2) автоматично за шаблонами, використовуючи відомі фізичні