

БІОЛОГІЧНІ ТА МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ

УДК 621.3

А. Я. Кулик

ОБРОБЛЮВАННЯ СИГНАЛУ ЕКГ З ВИКОРИСТАННЯМ ПОЛІНОМІВ ЛЕЖАНДРА

Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова, Вінниця

Анотація. Розповсюдженість серцево-судинних захворювань постійно зростає, що викликає необхідність розроблення все більш ефективних сучасних засобів їх діагностики та лікування. Первинна діагностика базується на записуванні електрокардіограми, лише після чого лікар використовує додаткові дані кардіологічних показників, отриманих із залученням інших методів досліджень. Розвиток комп'ютерних технологій, сучасних методів цифрового оброблення даних та клінічні задачі зумовили розроблення і використання в повсякденній практиці процесорних засобів. Це дозволило підвищити якість оброблення електрокардіограми і забезпечити кількісну оцінку змін ЕКГ. Разом з тим, це викликає необхідність підвищення точності та чутливості. Перспективним методом розв'язання цих задач є спектральний аналіз із залученням засобів сучасних інформаційних технологій. В сучасних технологіях практично не приділяється увага обґрунтуванню вибору компонентів комп'ютерної системи реєстрації ЕКГ. При обробленні даних ЕКГ недостатньо уваги приділяється фільтрації зареєстрованих даних, які містять високочастотні завади. Запропонована структура пристрою, яка дозволяє здійснювати реєстрацію ЕКГ комп'ютерною системою в режимі програмного опитування. Пропонується математичний апарат для розрахунку параметрів компонентів комп'ютерної системи, а також мінімальної кількості зареєстрованих значень. Запропонований алгоритм фільтрації високочастотних складових з використанням поліноміальних ортогональних функцій Лежандра на базі алгоритму апроксимації.

Ключові слова: комп'ютерна система, електрокардіограма, поліном Лежандра.

Аннотация. Распространенность сердечно-сосудистых заболеваний постоянно возрастает, что вызывает необходимость разработки все более эффективных современных методов их диагностики и лечения. Первичная диагностика базируется на записи электрокардиограммы, после чего доктор использует дополнительные данные кардиологических показателей, полученных с использованием других методов исследований. Развитие компьютерных технологий, современных методов обработки данных и клинические задачи обусловили разработку и использование в повседневной практике процессорных средств. Это позволило повысить качество обработки электрокардиограмм и обеспечить количественную оценку изменений ЭКГ. Вместе с тем, это вызывает необходимость повышения точности и чувствительности. Перспективным методом решения этих задач является спектральный анализ с использованием средств современных информационных технологий. В современных технологиях практически не уделяется внимание обоснованию выбора компонентов компьютерной системы регистрации ЭКГ. При обработке данных ЭКГ недостаточно внимания уделяется фильтрации зарегистрированных данных, которые включают высокочастотные помехи. Предложена структура устройства, позволяющего регистрировать ЭКГ в режиме программного опроса. Предложен математический аппарат для расчета параметров компонент компьютерной системы, а также минимального количества зарегистрированных значений. Предложен алгоритм фильтрации высокочастотных составляющих с использованием полиномиальных ортогональных функций Лежандра на базе алгоритма аппроксимации.

Ключевые слова: компьютерная система, электрокардиограмма, полином Лежандра.

Abstract. The prevalence of cardiovascular diseases is constantly increasing, which calls for the development of more and more effective modern methods for their diagnosis and treatment. The primary diagnosis is based on recording the electrocardiogram, after which the doctor uses additional data from cardiological indicators obtained using other methods of research. The development of computer technologies, modern methods of processing data and clinical problems led to the development and use of processor tools in everyday practice. This allowed to improve the quality of electrocardiogram processing and to provide a quantitative assessment of ECG changes. However, this raises the need to improve accuracy and sensitivity. A promising method for solving these problems is spectral analysis using modern information technologies. In modern technologies, little attention has been paid to justifying the selection of the components of the computer ECG recording system. When ECG data is processed, insufficient attention is paid to filtering the recorded data, which includes high-frequency noise. The structure of the device allowing to register the ECG in the program polling mode is proposed. A mathematical apparatus is proposed for calculating the parameters of the components of a computer system, as well as the minimum number of registered values. An algorithm for filtering the high-frequency components using the Legendre polynomial orthogonal functions is proposed on the basis of the approximation algorithm.

Key words: computer system, electrocardiogram, Legendre polynomial.

Вступ

Аналіз варіабельності (математичний аналіз) серцевого ритму почав бурхливо розвинути у СРСР в 60-х роках минулого сторіччя. Засадами цього стали успіхи космічної медицини. Класичною стала методика Р.М. Баєвського, яка дозволяє за мінімумом даних визначати стан організму людини [1 – 4]. На відміну від координованих скорочень серця фібриляція шлуночків відзначається некоординованими скороченнями окремих груп волокон міокарду. Електрокардіограма (ЕКГ) віддзеркалює глобальну електричну активність серця, дозволяючи оцінювати активність міокарда в цілому при фібриляції шлуночків. Спектральний аналіз ЕКГ дозволяє кількісно оцінити частотний склад її осциляцій.

Актуальність

Розповсюдженість серцево-судинних захворювань постійно зростає, що викликає необхідність розроблення все більш ефективних сучасних засобів їх діагностики та лікування. Первинна діагностика базується на записуванні електрокардіограми, лише після чого лікар використовує додаткові дані кардіологічних показників, отриманих із залученням інших методів досліджень. Розвиток комп'ютерних тех-

нологій, сучасних методів цифрового оброблювання даних та клінічні задачі зумовили розроблювання і використання в повсякденній практиці процесорних засобів. Це дозволило підвищити якість оброблювання електрокардіограми і забезпечити кількісну оцінку змін ЕКГ. Разом з тим, це викликає необхідність підвищення точності та чутливості. Перспективним методом розв'язання цих задач є спектральний аналіз із залученням засобів сучасних інформаційних технологій [5 – 7].

Мета

В сучасних технологіях практично не приділяється увага обґрунтуванню вибору компонентів комп'ютерної системи реєстрації ЕКГ. При оброблюванні даних ЕКГ недостатньо уваги приділяється фільтрації зареєстрованих даних, які містять високочастотні завади.

Задачі

1. Першою задачею є обґрунтування вибору режиму реєстрації даних, розроблення апаратного і алгоритмічного забезпечення, а також визначення основних параметрів компонентів комп'ютерної системи реєстрації.
2. Не менш важливою задачею є забезпечення ефективного алгоритма фільтрації даних із вилученням високочастотних завад.

Розв'язання задач

Реєстрація даних в комп'ютерних системах може здійснюватися з реалізацією трьох режимів:

- ☐ програмного, при якому використовується мінімум апаратури, а основні процедури виконуються суто програмно;
- ☐ програмно-апаратного, пов'язаного із режимом переривань;
- ☐ апаратного, який використовує прямий доступ до пам'яті.

Враховуючи, що реєстрація ЕКГ не вимагає дуже високої швидкодії, доцільно задіяти саме перший з них. Він реалізується структурою, наведеною на рис. 1. В цьому режимі центральний процесор здійснює програмне опитування прапорця "Готовність даних", який встановлюється зовнішнім пристроєм. При його встановленні дані з паралельного інтерфейсу зчитуються до пам'яті, або виводяться з пам'яті до зовнішнього пристрою.

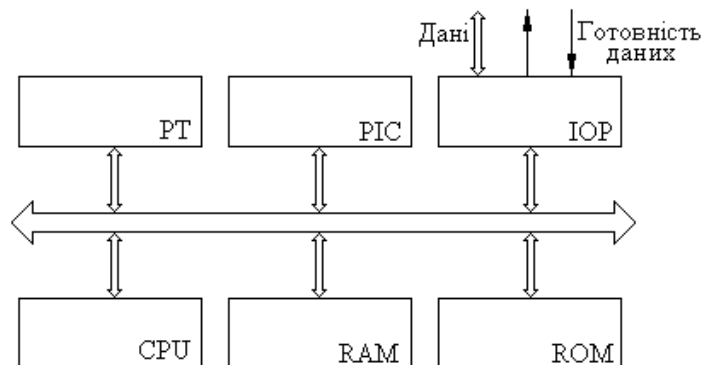


Рисунок 1 – Структура мікропроцесорної системи із програмною реєстрацією даних

Узагальнена схема програмного циклу для реалізації даного режиму наведена на рис. 2. Цей режим називається програмним, оскільки все може бути реалізовано суто програмно, практично без використання додаткових апаратних засобів.

Пристрій реєстрації ЕКГ реалізується за допомогою класичного амплітудного вимірювального каналу, адаптованого до режиму програмної реєстрації даних. Його структура наведена на рис. 3. а принцип її роботи – на рис. 4.

Початок перетворення задається сигналом «Пуск», а завершення фіксується за сигналом

«Кінець перетворення», який формує сам АЦП. Під час перетворення кодова комбінація на виході постійно змінюється і лише зчитування даних за сигналом «КП» гарантує правильність зчитаного результату. Результатом перетворення є кодова комбінація N_x , яка визначається вхідною вимірюваною напругою

U_x . Вимірювана напруга з урахуванням коефіцієнта перетворення формувача $k_{ex} = \frac{U_x}{U_{ex}}$

$$U_{ex} = \frac{U_x}{k_{ex}} = \frac{U_{on} \cdot N_x}{k_{ex} \cdot N_{max}}. \quad (1)$$

Вираз (1) є рівнянням перетворення вимірювального каналу. Завдавшись похибкою γ_{ADC} , можна визначити необхідну кількість розрядів АЦП

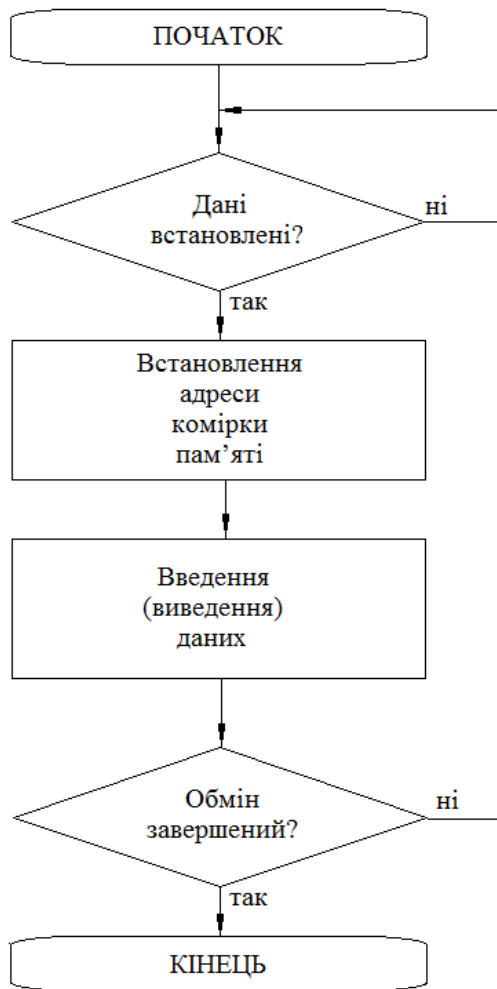


Рисунок 2 – Схема програмного циклу реєстрації даних

ностей при достатньо великій кількості дослідів n можна припустити, що закон розподілу випадкової величини X є нормальним із параметрами $m_X = a$ та σ_X . Для допустимого значення імовірності $p_{\text{дон}}$ за таблицею інтеграла Лапласа (інтеграла імовірності) необхідно знайти порогове значення

$$h_{\text{дон}} = \frac{\Delta}{\left(\sigma_X / \sqrt{n}\right)}. \text{ Виходячи з величини допуску } \Delta = |m_X^* - a| \text{ і відомому значенні } \sigma_X \text{ можна ви-}$$

значити необхідний обсяг вибірки за формулою

$$n \geq \frac{h_{\text{дон}}^2 \cdot \sigma_X^2}{\Delta^2}.$$

Так, для $p_{\text{дон}} = 0,95$ та $\sigma_X / \Delta = 5$, порогове значення $h_{\text{дон}} \approx 225$.

Якщо кількість дослідів N обмежується з певних міркувань, то для визначення обсягу вибірки потрібно користуватися формулою

$$n = \log_2 \left(\frac{100}{\gamma_{ADC}} + 1 \right).$$

Швидкодія АЦП визначається, виходячи з частоти дискретизації f_{∂} , яка визначається відповідною похибкою

$$f_{\partial} = \sqrt{\frac{x''_{\text{max}}}{8\gamma_{an}}},$$

де x''_{max} – максимальне значення другої похідної вхідного сигналу

$$\text{або} \\ f_{\partial} = 3 \sqrt[3]{\frac{x'''_{\text{max}}}{15,53\gamma_{an}}},$$

де x'''_{max} – максимальне значення третьої похідної вхідного сигналу.

При цьому потрібно враховувати, що період дискретизації містить в собі не лише тривалість циклу перетворення АЦП, але й тривалість всіх операцій, пов'язаних із реєстрацією даних. В більшості випадків процеси в медицині та біології є повільними і швидкодія сучасних АЦП є цілком достатньою.

В літературі вказується, що реєструється 1000 значень, але цей показник не обґрунтовується. Згідно центральної граничної теореми теорії імовір-

$$n \approx \frac{h_{\text{доп}}^2 \cdot N}{\frac{(N-1) \cdot \Delta}{\sigma_x^2} + h_{\text{доп}}^2}.$$

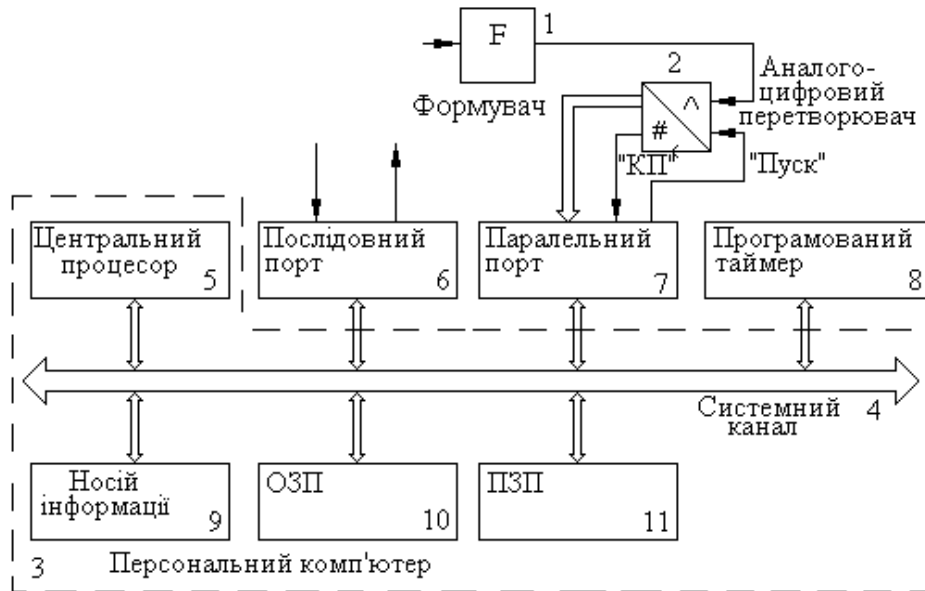


Рисунок 3 – Структура амплітудного вимірювального каналу на базі комп'ютерної системи режиму програмного опитування для реєстрації ЕКГ

При $N = 500$, $p_{\text{доп}} = 0,997$, $\frac{\sigma_x}{\Delta} = 5$, обсяг становить $n \approx 155$.

Після завершення реєстрації можна здійснювати фільтрацію високочастотних завад. Для цього використовують алгоритм апроксимації:

- розкладають сигнал в базисі поліномів Лежандра;
 - вибирають порогове значення шуму для кожного рівня розкладання;
 - здійснюють порогове фільтрування коефіцієнтів деталізації, для чого отримані складові по черзі відкидають, починаючи з кінця, доти, поки похибка відновлення не буде в межах порогу значення шуму, досягаючи мінімального складу ряду для завданих умов;
 - реконструюють сигнал;
- Функції Лежандра $P_n(x)$ визначаються диференціальним рівнянням

$$P_n(x) = \frac{1}{2^n \cdot n!} \cdot \frac{d^n}{dx^n} \left((x^2 - 1)^n \right) \quad (2)$$

і являють собою поліноми степені n із коефіцієнтом $\frac{(2n)!}{2^n \cdot n!}$ при членах старшої степені. В класичному

випадку апроксимація всіх неперервних та дискретних сигналів здійснюється в базисі синусоїдних функцій. Для пропонуваного випадку використовуються поліноміальні ортогональні функції Лежандра, тому для певного класу функцій збіжність ряду буде значно вищою, ніж в першому випадку [8].

Розв'язок рівняння (2) дозволяє отримати ряд ортогональних функцій, обмежених інтервалом $x \in [-1, 1]$ і описуваних виразами (3).

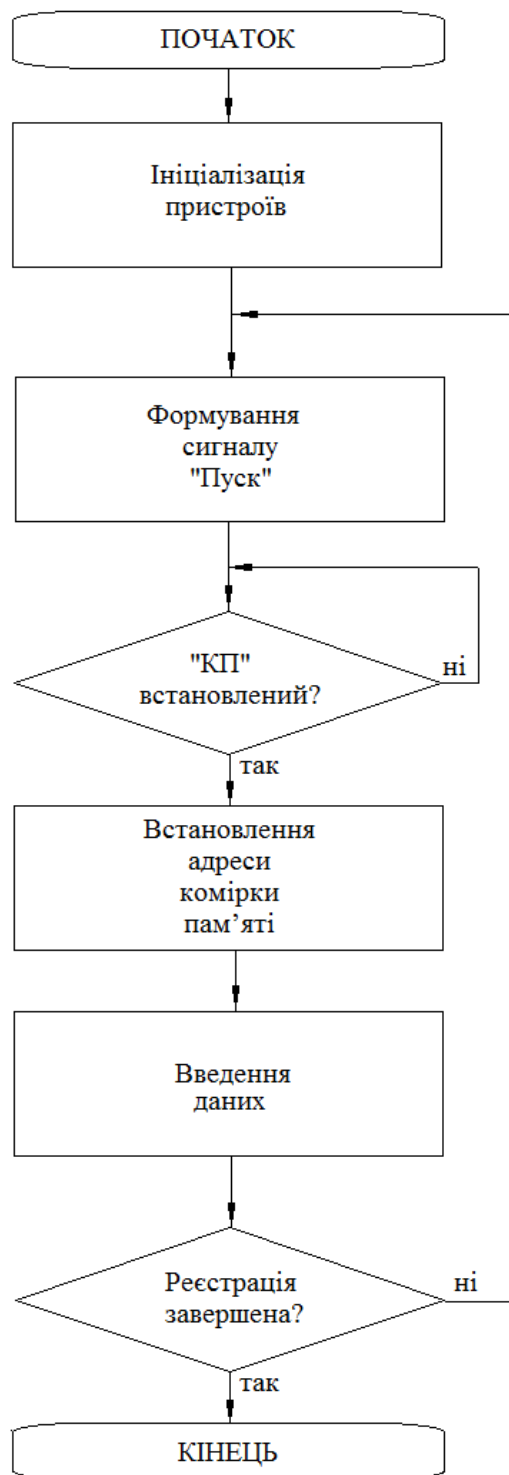


Рисунок 4 – Принцип роботи амплітудного вимірювального каналу на базі комп'ютерної системи режиму програмного опитування для реєстрації ЕКГ

$$\begin{aligned}
P_0(x) &= 1, \\
P_1(x) &= x, \\
P_2(x) &= \frac{1}{2}(3x^2 - 1), \\
P_3(x) &= \frac{1}{2}(5x^3 - 3x), \\
P_4(x) &= \frac{1}{8}(35x^4 - 30x^2 + 3), \\
P_5(x) &= \frac{1}{8}(63x^5 - 70x^3 + 15x), \\
P_6(x) &= \frac{1}{16}(231x^6 - 315x^4 + 105x^2 - 5), \\
P_7(x) &= \frac{1}{16}(429x^7 - 693x^5 + 315x^3 - 35x), \\
&\vdots
\end{aligned} \tag{3}$$

Краща збіжність ряду означає, що для апроксимації вихідної послідовності необхідно значно менше членів рівняння і кінцевий обсяг даних буде меншим без втрат інформації. При цьому алгоритм перетворення даних спрощується, за рахунок чого скорочується час оброблювання даних і підвищується ефективність використання процесорних засобів. На практиці обмежуються кількістю членів, які визначають 95% енергії зареєстрованого сигналу ЕКГ.

Висновки

1. Запропонована структура пристрою, яка дозволяє здійснювати реєстрацію ЕКГ комп'ютерною системою в режимі програмного опитування.
2. Пропонується математичний апарат для розрахунку параметрів компонентів комп'ютерної системи, а також мінімальної кількості зареєстрованих значень.
3. Запропонований алгоритм фільтрації високочастотних складових з використанням поліноміальних ортогональних функцій Лежандра на базі алгоритму апроксимації.

Список літератури

1. Баевский Р. М. Суточная динамика артериального давления человека в условиях невесомости / Р. М. Баевский, И. И. Фунтова И. И., Ж. Куш // Вестник аритмологии. – 2002. – № 26. – С. 61 – 66.
2. Баевский Р. М. Холтеровское мониторирование в космической медицине: анализ variability сердечного ритма / Р. М. Баевский, Г. А. Никулина // Вестник аритмологии. – 2000. – № 16. – С. 6 – 16.
3. Снежицкий В. А. Методологические аспекты анализа variability сердечного ритма в клинической практике / В.А. Снежицкий // Медицинские новости. – 2004. – № 9. – С. 37 – 43.
4. Баевский Р. М. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов, Л.В. Чирейкин [и др.] // Вестник аритмологии. – 2002. – № 24. – С. 65.
5. Сергейчик О. С. Модели и алгоритмы спектрального анализа обработки кардиологических временных рядов : автореф. дис. на соискание степени канд. техн. наук : спец. 05.13.18 «Мат. моделирование, числ. методы и комплексы программ» / Сергейчик Оксана Ивановна ; Тюменский гос. ун-т. - Тюмень, 2007. – 23 с.
6. Ивашко А. В. Методы и алгоритмы спектрально-корреляционной обработки сигналов / А. В. Ивашко, Д.А. Лунин, А. А. Подлозная // Вісник НТУ «ХПІ». – 2013. – № 42. – С. 1 – 7.
7. Дубровин В. И. Автоматизированная система анализа электрокардиограмм на основе вейвлет-технологий / В. И. Дубровин, Т. А. Щедрина // Искусственный интеллект. – 2010. – № 4. – С. 190 – 194.
8. Бронштейн И.Н. Справочник по математике для инженеров и студентов ВТУЗов / И. Н. Бронштейн, К. А. Семендяев. – М: Наука, 1980, стр. 885.

Стаття надійшла: 30.03.2018.

Відомості про авторів

Кулик Анатолій Ярославович – доктор технічних наук, професор, зав. кафедри біофізики, інформатики та медапаратури Вінницького національного медичного університету ім. М. І. Пирогова.

А. Я. Кулик

**ОБРАБОТКА СИГНАЛА ЭКГ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ
ПОЛИНОМОВ ЛЕЖАНДРА**

Винницкий национальный медицинский университет им. Н. И. Пирогова, Винница

A. Y. Kulyk

**ECG SIGNAL PROCESSING USING LEGANDR
POLYNOMAS**

National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya