

УДК 621.3

А. Я. Кулик, д.т.н., професор,
e-mail: kulyk@vnm.edu.ua

В. М. Дідич, к.т.н.,
e-mail: didichvladimir@gmail.com

Т. Г. Ревіна,
e-mail: tatiana@vnm.edu.ua

М. В. Боднар
e-mail: shargorod0523@gmail.com

Вінницький національний медичний університет ім. М. І. Пирогова,
вул. Пирогова, 56, Вінниця, 21018, Україна

АДАПТИВНА РЕЄСТРАЦІЯ І ОБРОБЛЮВАННЯ СИГНАЛУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

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. Однак при цьому не обґрунтовуються частота дискретизації і довжина реалізації. Запропоновано структуру пристрою, яка дозволяє здійснювати реєстрацію ЕКГ комп'ютерною системою.

Ключові слова: електрокардіограма, комп'ютерна система, адаптація.

Вступ. Аналіз варіабельності (математичний аналіз) серцевого ритму почав бурхливо розвиватися у СРСР в 60-х роках минулого століття. 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 міокарда. 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.

Узагальнений вигляд електрокардіограми наведений на рис. 1.

Таким чином, **важливою задачею** є формування нових підходів, методів і засобів

реєстрації та оброблення ЕКГ на базі останніх досягнень фізіології.

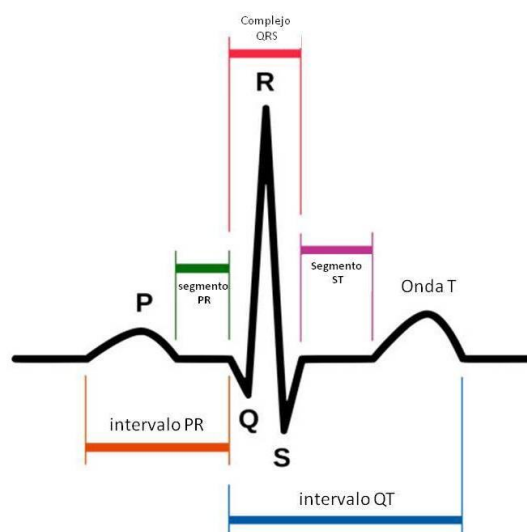


Рис. 1. Узагальнений вигляд ЕКГ

Дослідження в цьому напрямку ведуться постійно як з метою підвищення точності реєстрації, так і з метою збільшення ефективності оброблювання даних. При цьому часто залучається потужний математичний апарат теорії автоматичного керування, вейвлет-аналізу тощо [5–8]. Серед вчених, які займаються цими питаннями, можна виділити В. І. Шульгіна, Л. С. Файзильберга, К. О. Іванька. З медичної точки зору такі питання розглядаються Власенком О. В., Йолтухівським М. В. та ін.

Розв'язання поставленої задачі. Реєстрація даних в комп'ютерних системах може здійснюватися з реалізацією трьох режимів [9]:

- ☐ 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.

Ці принципи реалізовані і для реєстрації біомедичних сигналів [10–12].

Для підвищення ефективності реєстрації ЕКГ необхідно оптимізувати режим. При цьому потрібно визначити необхідний період дискретизації сигналу. Занадто великий час дискретизації призводить до втрати інформації, а занадто малий – до зайвої деталізації і внаслідок цього до збільшення кількості реєстрованих значень, нераціональних втрат об'єму пам'яті, ускладнення оброблювання результатів тощо. Крім цього, необхідно визначити необхідну кількість реєстрованих періодів ЕКГ (довжину реалізації). Занадто мала їх кількість призводить до зменшення вірогідності отриманої інформації, а занадто велика – до наслідків, описаних вище.

Згідно з теоремою Котельникова для перетворення аналогового сигналу на дискретний без втрати інформації частота циклу дискретизації $f_{\text{ц}}$ повинна задовольняти умову

$$f_{\text{ц}} \geq 2f_{\text{с.макс}}, \quad (1)$$

де $f_{\text{с.макс}}$ – максимальна інформативна частота спектра перетвореного сигналу.

Переходячи до тривалостей часових інтервалів, можна отримати

$$T_{\text{ц}} \leq 2T_{\text{с.макс}}. \quad (2)$$

Максимальна гармоніка визначається за умови збереження 95 % енергії інформативного сигналу [13].

Похибка квантування визначається розрядністю АЦП і забезпечується на етапі проектування.

Динамічна похибка характеризується тривалістю циклу дискретизації і максимальною похідною реєстрованого динамічного процесу

$$\Delta_{\text{д}} = \frac{T_{\text{ц}}}{2} \cdot \frac{dx}{dt}. \quad (3)$$

З рис. 1 видно, що похідна досягає максимального значення на зубці R . Параметри ЕКГ здорової людини відомі [14]. Виходячи з цих даних, значення похідної для здорової людини становить 1666,7 мм/с, але для різних випадків може варіюватися в досить широкому діапазоні.

Для одного інформативного каналу тривалість циклу дискретизації становить

$$T_{\text{ц}} = T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_{\text{ск}}, \quad (4)$$

де $T_{\text{Пуск}}$ – тривалість процедури встановлення сигналу «Пуск» АЦП;

$T_{\text{АЦП}}$ – тривалість циклу перетворення АЦП;

$T_{\text{зч}}$ – тривалість циклу зчитування даних;

$T_{\text{ск}}$ – тривалість процедури скидання сигналу «Пуск» АЦП.

Для багатоканальної системи вираз (4) набуває вигляду

$$T_{\text{ц}} = (T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_{\text{ск}}) \cdot K, \quad (5)$$

де K – кількість інформативних вимірювальних каналів.

Оскільки здебільшого тривалість циклів встановлення і скидання сигналу «Пуск» АЦП однакова, можна отримати

$$T_{\text{ц}} = (2T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}}) \cdot K. \quad (6)$$

Кількість необхідних реєстрованих значень визначається

$$N = \frac{n \cdot T_{\text{ЕКГ}}}{T_{\text{ц}}}, \quad (7)$$

де n – кількість необхідних реєстрованих періодів ЕКГ;

$T_{\text{ЕКГ}}$ – тривалість періоду ЕКГ;

$T_{\text{ц}}$ – тривалість циклу реєстрації одного значення.

Однією з головних задач у цьому випадку є зв'язок довжини реалізації і точності. При цьому користуються імовірнісно-статистичним підходом [15]. Згідно з центральною граничною теоремою теорії ймовірностей 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_{don} за таблицею інтеграла Лапласа (інтеграла імовірності) необхідно знайти порогове значення

$$h_{don} = \frac{\Delta}{\left(\sigma_X / \sqrt{n}\right)}. \quad (8)$$

Виходячи з величини допуску $\Delta = |m_X^* - a|$ і відомого значення σ_X , можна визначити необхідний обсяг вибірки за формулою

$$n \geq \frac{h_{don}^2 \cdot \sigma_X^2}{\Delta^2}. \quad (9)$$

Так, для $p_{don} = 0,95$ та $\sigma_X / \Delta = 1$, кількість реєстрованих періодів становить $n = 4$.

Структура комп'ютерної системи для реєстрації ЕКГ наведена на рис. 2, а процедура – на рис. 3.

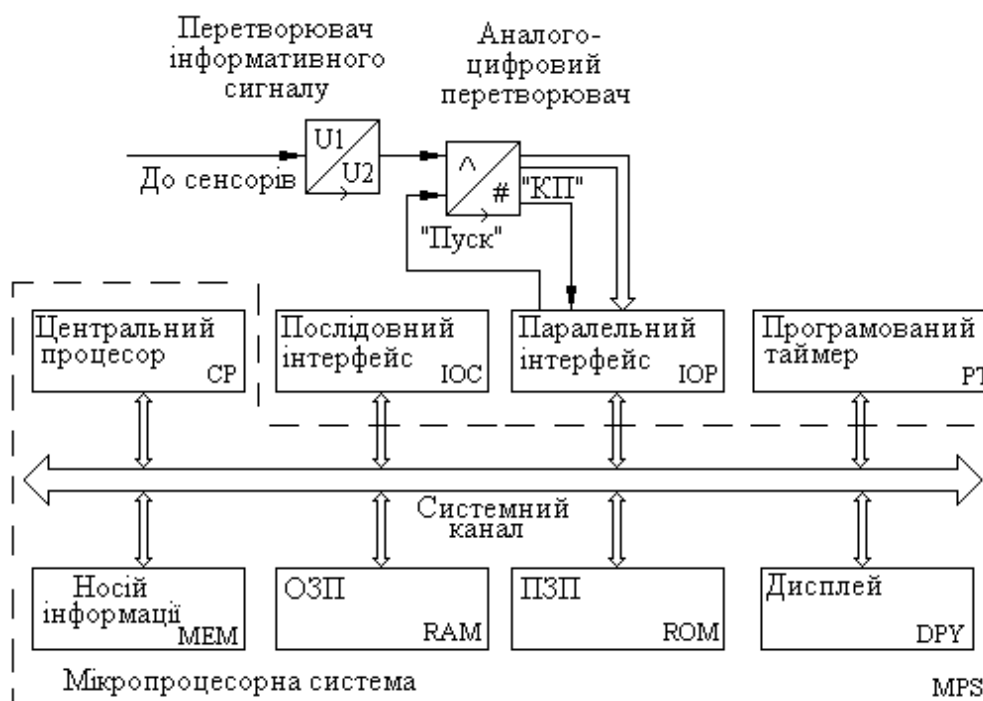


Рис. 2. Структура засобу реєстрації ЕКГ з використанням режиму програмного опитування

Кількість реєстрованих значень розраховується за формулою (9). Період ЕКГ доцільно визначати за зубцем R , як показано на узагальненому вигляді ЕКГ (рис. 1). При цьому зведена похибка не перевищує значення

$$\delta_3 = \frac{T_u}{T_{ЕКГ}} \cdot 100\%. \quad (10)$$

Для досягнення ефективного результату реєстрацію ЕКГ доцільно здійснювати в два етапи. На першому здійснюється попередня реєстрація протягом двох періодів ЕКГ. Параметри ЕКГ здорової людини відомі [14].

Виходячи з цих даних, період становить приблизно 0,8 с. Реєстрація протягом 2 с дозволяє зареєструвати два періоди, навіть з урахуванням аномалій.

Після цього точно визначається період кардіограми і розраховується необхідна кількість реєстрованих значень. Крім цього, проводиться спектральний аналіз зареєстрованих значень і визначається оптимальний час дискретизації.

На другому етапі вводиться часова затримка, яка до цього дорівнювала нулю, та-

ким чином, щоб цикл опитування відповідав оптимальному часу дискретизації.

$$T_{\text{ц}} = (2T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_3) \cdot N, \quad (11)$$

де T_3 – час затримки для досягнення оптимального режиму дискретизації;

або для одного каналу

$$T_{\text{ц}} = 2T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_3. \quad (12)$$

В оптимальному режимі здійснюється реєстрація необхідної кількості періодів кардіограми для забезпечення потрібної вірогідності.

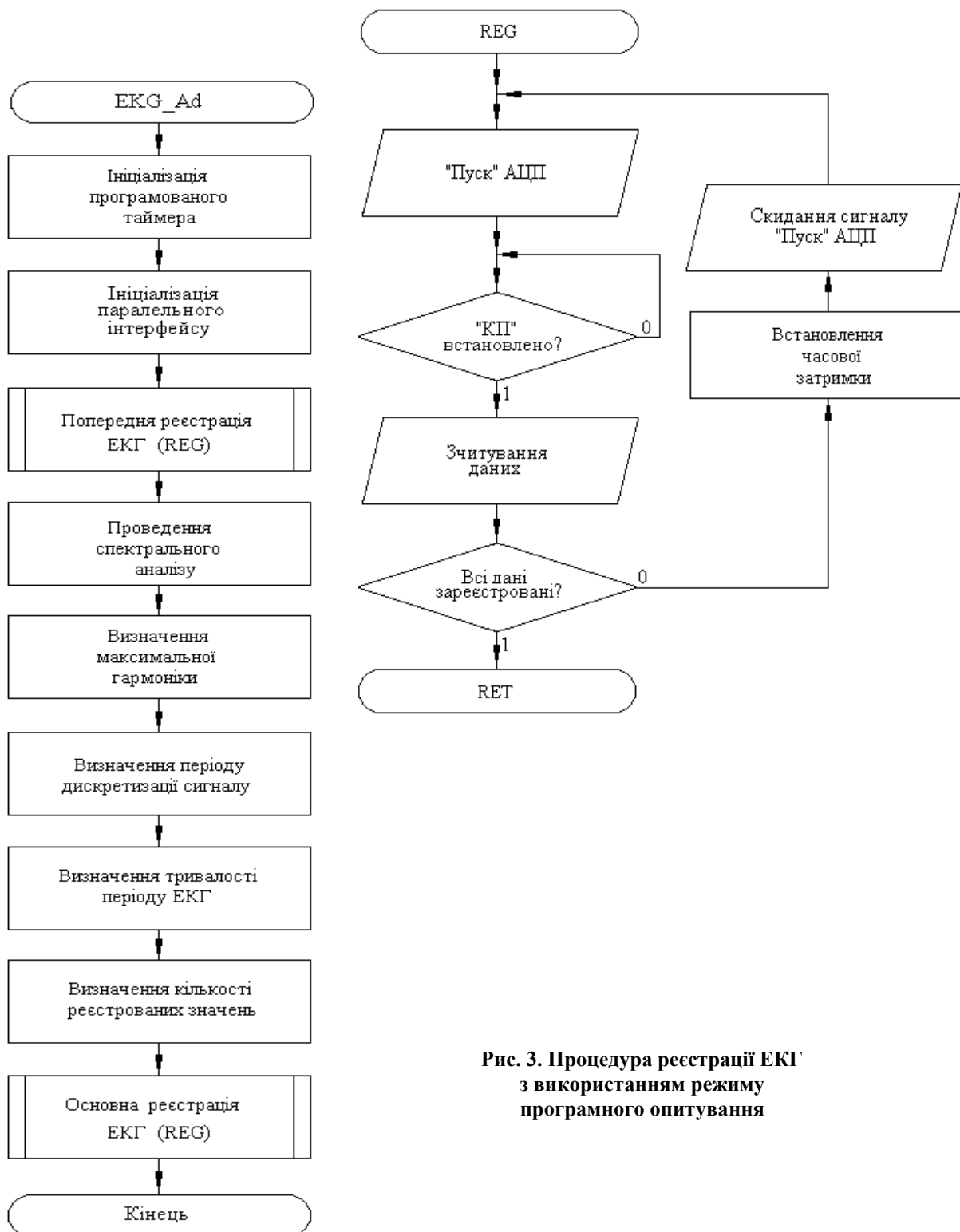


Рис. 3. Процедура реєстрації ЕКГ з використанням режиму програмного опитування

Для реалізації описаного підходу необхідно реалізувати такі операції:

- підключають датчики за стандартною методикою;
- здійснюють ініціалізацію паралельного інтерфейсу мікропроцесорної системи;
- здійснюють попередню реєстрацію ЕКГ, для чого:
 - встановлюють таймер на час 2 с;
 - переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:
 - формують сигнал «Пуск» аналого-цифрового перетворювача;
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
 - процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу «Кінець перетворення»;
 - при встановленні сигналу «КП» здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;
 - перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи, чи всі дані зареєстровані;
 - якщо ні, то скидають сигнал «Пуск» АЦП і цикл повторюють;
 - здійснюють розрахунок необхідної кількості реєстрованих періодів ЕКГ;
 - визначають необхідну кількість реєстрованих значень;
 - здійснюють спектральний аналіз зареєстрованої послідовності даних;
 - визначають максимальну гармоніку інформативного сигналу;
 - визначають оптимальний час дискретизації $T_{\text{ц}}$;
 - визначають час затримки T_3 ;
- здійснюють основну реєстрацію ЕКГ, для чого:
 - встановлюють необхідну кількість реєстрованих значень;
 - встановлюють затримку T_3 рівною

$$T_3 = T_{\text{ц}} - 2T_{\text{Пуск}} - T_{\text{АЦП}} - T_{3\text{ч}}; \quad (13)$$

- переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:
 - формують сигнал «Пуск» аналого-цифрового перетворювача;
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
 - процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу «Кінець перетворення»;

- при встановленні сигналу «КП» здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;
- перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи, чи всі дані зареєстровані;
- якщо ні, то скидають сигнал «Пуск» АЦП і цикл повторюють;
- аналіз серцевого ритму здійснюють з використанням стандартної методики;
- результати зберігають в пам'яті і виводять на монітор чи принтер.

Висновки. Введення адаптивної реєстрації дозволяє оптимізувати процедуру, мінімізувати динамічну похибку, зменшити кількість реєстрованих значень, скоротити використований обсяг пам'яті, спростити оброблення результатів тощо.

Список літератури

1. Баевский Р. М., Фунтова И. И., Куш И. Ж. Суточная динамика артериального давления человека в условиях невесомости. *Вестник аритмологии*. 2002. № 26. С. 61–66.
2. Баевский Р. М., Никулина Г. А. Холтеровское мониторирование в космической медицине: анализ вариабельности сердечного ритма. *Вестник аритмологии*. 2000. № 16. С. 6–16.
3. Снежицкий В. А. Методологические аспекты анализа вариабельности сердечного ритма в клинической практике. *Медицинские новости*. 2004. № 9. С. 37–43.
4. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов, Л. В. Чирейкин [и др.]. *Вестник аритмологии*. 2002. № 24. С. 65–69.
5. Шульгин В. И., Морозов А. В., Волосюк Е. В. Использование технологии «слепого разделения источников» при обработке биомедицинских сигналов. *Клиническая информатика и Телемедицина*. 2005. № 1. С. 42–50.
6. Можливості аналізу електрокардіограми у фазовому просторі та варіабельності ритму серця в амбулаторних пацієнтів із гіпертонічною хворобою / Т. І. Чабан, І. А. Чайковський, Л. С. Файзільберг [та ін.]. *Український медичний часопис*. 2009. № 2(70) – III/IV. С. 126–128.

7. Файзильберг Л. С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы. К.: Освіта України, 2013. 192 с.
8. Іванько К. О., Іванушкіна Н. Г. Метод виявлення пізніх потенціалів передсердь на основі аналізу власних підпросторів вейвлет-образів електрокардіосигналів. *Наукові вісті НТУУ «КПІ»*. 2010. № 6. С. 11–18.
9. Кулик А. Я., Кривоугбченко С. Г., Компанець М. М., Кривоугбченко Д. С. Проекування мікропроцесорних засобів. Вінниця: ВДТУ, 2001. 135 с.
10. Спосіб реєстрації електрокардіограми: патент 101127 України, МПК А61В 5/0402 / Кулик А. Я. (Україна), Власенко О. В. (Україна), Йолтухівський М. В. (Україна) та ін.; ВНМУ. № у 201510933; заявл. 09.11.2015, опубл. 25.05.2016. Бюл. № 10. 6 с.
11. Спосіб реєстрації електрокардіограми: патент 101128 України, МПК А61В 5/0402 / Кулик А. Я. (Україна), Власенко О. В. (Україна), Йолтухівський М. В. (Україна) та ін.; ВНМУ. № у 201510935; заявл. 09.11.2015, опубл. 25.05.2016. Бюл. № 10. 9 с.
12. Спосіб реєстрації електрокардіограми: патент 101129 України, МПК А61В 5/0402 / Кулик А. Я. (Україна), Власенко О. В. (Україна), Йолтухівський М. В. (Україна) та ін.; ВНМУ. № у 201510939; заявл. 09.11.2015, опубл. 25.05.2016. Бюл. № 10. 7 с.
13. Основи техніки передавання інформації / Р. Н. Кветний, М. М. Компанець, С. Г. Кривоугбченко, А. Я. Кулик. Універсум-Вінниця, 2002. 358 с.
14. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних сигналів / В. Г. Абакумов, З. Ю. Готра, С. М. Злепко та ін. Вінниця: ВНТУ, 2011. 352 с.
15. Кулик А. Я., Вуж Т. Є., Коваль Б. Ф. Експеримент в медицині. Комп'ютерні системи та інформаційні технології: монографія. Вінниця: ВНМУ, 2018. 145 с.
- analysis of heart rate variability. *Vestnik aritmologiyi*, vol. 16, pp. 6–16 [in Russian].
3. Snejitsky, V. A. (2004) Methodological aspects of the analysis of heart rate variability in clinical practice. *Medicinskiye novosti*, vol. 9, pp. 37–43 [in Russian].
4. Baevskyy, R. M., Ivanov, G. G., Chireykin, L. V. et al. (2002). Analysis of heart rate variability, using various electrocardiographic systems. *Vestnik aritmologiyi*, vol. 24, pp. 65–69 [in Russian].
5. Shulgin V. I., Morozov A. V., Volosyuk E. V. (2005). Using the technology of "blind separation of sources" in the processing of biomedical signals. *Clinical Informatics and Telemedicine*, vol. 1, pp. 42–50 [in Russian].
6. Chaban T. I., Chaykovskyy I. A., Fayzilberg L. S. et al. (2009). Possibilities of the analysis of the electrocardiogram in the phase space and the variability of the rhythm of the heart in ambulatory patients with hyperparent disease. *Ukrainian medical journal*, vol. 2(70) – III/IV, pp. 126–128 [in Ukrainian].
7. Fayzilberg L. S. (2013). Computer diagnostics according to the electrocardiogram phase portrait. К.: Osivta Ukrainy, 192 p. [in Russian].
8. Ivanko K. O., Ivanushkina N. G. (2010). The method of detecting late atrial potentials based on the analysis of own subspaces of wavelet images of electrocardiosignals. *Naukovi visti NTUU «KPI»*, vol. 6, pp. 11–18 [in Ukrainian].
9. Kulyk, A. Ya., Krivogubchenko, S. G., Kompanets, M. M., Krivogubchenko, D. S. (2001) Design of microprocessor means. Vinnytsya: VSTU, 135 p. [in Ukrainian].
10. UA Patent 101127. Kulyk, A. Ya., Vlasenko, O. V., Yoltukhovskyy, M. V. et al. (2016) The method of electrocardiogram recording [in Ukrainian].
11. UA Patent 101128. Kulyk, A. Ya., Vlasenko, O. V., Yoltukhovskyy, M. V. et al. (2016) The method of electrocardiogram recording [in Ukrainian].
12. UA Patent 101129. Kulyk, A. Ya., Vlasenko, O. V., Yoltukhovskyy, M. V. et al. (2016) The method of electrocardiogram recording [in Ukrainian].
13. Kvetnyy, R. N., Kompanets, M. M., Krivogubchenko, S. G., Kulyk, A. Ya. (2002) Fundamentals of information transmission techniques. Vinnytsya: Universum-Vinnytsya, 358 p. [in Ukrainian].

References

1. Baevskyy, R. M., Funtova, I. I., Kush, I. J. (2002) Daily dynamics of human arterial pressure in the conditions of weightlessness. *Vestnik aritmologiyi*, vol. 26, pp. 61–66 [in Russian].
2. Baevskyy, R. M., Nikulina, G. A. (2000) Holter monitoring in space medicine:

14. Abakumov, V. G., Gotra, Z. Y., Zlepko, S. M. et al. (2011) Registration, processing and control of biomedical signals. Vinnytsya: VSTU, 352 p. [in Ukrainian].
15. Kulyk, A. Ya., Vuz, T. E., Koval, B. F. (2018) Experiment in medicine. Computer systems and information technologies. Vinnytsya: VNMU, 145 p. [in Ukrainian].

A. Ya. Kulyk, *D.Sc., professor*,

e-mail: kulyk@vnmue.edu.ua

V. M. Didych, *Ph.D.*,

e-mail: didichvladimir@gmail.com

T. G. Revina,

e-mail: tatiana@vnmue.edu.ua

M. V. Bodnar

e-mail: shargorod0523@gmail.com

Vinnytsya Pirogov National Medical University,
Pirogov str, 56, Vinnytsya, 21018, Ukraine

ELECTROCARDIOGRAM SIGNAL ADAPTIVE REGISTRATION AND PROCESSING

The prevalence of cardiovascular diseases is constantly increasing, which calls for the development of more and more effective modern methods for their diagnostics and treatment. The primary diagnostics is based on the recording of 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 data processing and clinical problems have led to the development and use of processor tools in everyday practice. This has allowed to improve the quality of electrocardiogram processing and to provide a quantitative assessment of ECG changes. Research in this area is constantly being conducted to improve the accuracy of the re-registration, and to increase the efficiency of data processing. In this case, a powerful mathematical apparatus for automatic control, wavelet analysis, etc. However, this raises the need to improve accuracy and sensitivity. Spectral analysis using modern information technologies is a promising method for solving these problems. But, it does not substantiate the sampling rate and the length of the implementation.

To improve the efficiency of ECG registration, optimize the mode. In this case, it is necessary to determine the required period of sampling a signal. Too much time for sampling leads to loss of information, and too small - to excessive detail, and as a result to increase the number of registered values, inappropriate memory loss, difficult processing of results, etc. In addition, it is necessary to determine the required number of registered ECG episodes (length of implementation). Too small number of them leads to a decrease in the probability of the information received, and too much - to the consequences described above. The structure of the device, which allows to register ECG computer system is proposed.

Keywords: *electrocardiogram, computer system, adaptation.*