

УДК 004.942, 519.65, 519.876.5

*У статті досліджуються методи представлення біомедичних сигналів, отриманих в системах медичної діагностики, а також вплив первинної обробки та представлення сигналів в параметричному вигляді на якість діагностики серцевих захворювань*

*Ключові слова: комп'ютерна обробка біомедичних сигналів, електрокардіологічні дослідження*

*В статье исследуются методы представления биомедицинских сигналов, полученных в системах медицинской диагностики, а также влияние первичной обработки и представления сигналов в параметрическом виде на качество диагностики сердечных заболеваний*

*Ключевые слова: компьютерная обработка биомедицинских сигналов, электрокардиологические исследования*

*This article investigates methods of presentation of biomedical signals obtained in medical diagnostic systems and the impact of primary processing and parametric representation of signals in the form of the quality of diagnosis of heart disease*

*Keywords: Computer processing of biomedical signals, elektrokardiologicheskie study*

# ВПЛИВ ПЕРВИННОГО ПРЕДСТАВЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ НА ЕФЕКТИВНІСТЬ ЕЛЕКТРО- КАРДІОЛОГІЧНИХ МЕТОДІВ ДІАГНОСТИКИ

**В. В. Кузьмук**

Доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри  
Кафедра математичного і програмного забезпечення  
автоматизованих систем\*  
Контактний тел.: 067-696-51-47  
E-mail: valeriy\_kuzmuk@ukr.net

**Б. М. Еремєєв**

Кафедра інтелектуальних і інформаційних систем\*  
Контактний тел.: 063-971-23-71  
E-mail: bmailb@rambler.ru  
\*Черкаський національний університет імені Богдана  
Хмельницького  
бульв. Шевченка, 79, корп. №3, а.275, м. Черкаси,  
Україна, 18006

## 1. Вступ

Серцево-судинні захворювання, разом з онкологічними захворюваннями міцно утримують першість серед найбільш поширених і небезпечних хвороб сучасності. Занепокоєння вчених викликає також і той факт, що кількість випадків серцевих захворювань постійно зростає, а вік хворих неухильно знижується. На сьогодні нерідко зустрічаються випадки, коли вік хворого інфарктом міокарда не перевищує 23-25 років. Особливо часто захворювання серця зустрічаються у людей працездатного віку. За даними статистики, в США хвороби серця щорічно вражають більше 800 тис. людей.

Подібна ситуація відзначається в усіх розвинутих країнах світу.

Оскільки захворювання серця належать до хвороб, протікання та результати лікування яких безпосе-

редньо залежать від вчасного виявлення і усунення патологічних відхилень, використання комп'ютеризованих медичних систем діагностики та моніторингу стану здоров'я може дозволити значно покращити якість діагностування та лікування хворих. Сучасні програмні засоби дозволяють не лише оцінити стан хворого, а й слідкувати за розвитком та протіканням патології. Проте, існуючі методи діагностування стану серцево-судинної системи є досить вузько направлені та неефективними, особливо в автоматизованих системах реального часу.

В ході розв'язання поставленої проблеми виникає ряд задач пов'язаних з вибором комп'ютерних методів та засобів подання, обробки та аналізу ЕКГ сигналів. У статті розглянуті основні математичні моделі представлення ЕКГ сигналу та проведена їх порівняльна характеристика й класифікація в залежності від сфери застосування.

## 2. Аналіз останніх досліджень та публікацій

Процес комп'ютерної обробки біоелектричної активності серця складається з декількох стадій, які є взаємопов'язаними. На першому етапі відбувається фільтрація сигналу [1], яка пов'язана з компенсацією шумів й артефактів викликаних зовнішніми та внутрішніми умовами отримання ЕКГ даних, використовуючи апаратні та програмні засоби [3]. При виборі фільтрів слід враховувати їх вплив на характеристики як усього сигналу так і його елементів [2, 4].

На другому етапі здійснюється пошук характерних ознак (зубців та комплексів), амплітудні та часові характеристики яких характеризують стан серцево-судинної системи організму. На сьогоднішній день для пошуку елементів комплексу PQRSST використовуються нейронні мережі, вейвлет-перетворення та алгоритми на основі частотно-часових характеристик (ЧЧХ) сигналу. Проте найбільш ефективним в системах реального часу на комп'ютерному обладнанні з обмеженими обчислювальними можливостями (мобільні системи) є використання ЧЧХ й адаптивних порогових рівнів [3].

Наступний етап обробки безпосередньо пов'язаний з оцінкою стану серцево-судинної системи і пошуком патології, що здійснюється рядом методів: оцінка варіабельності серцевого ритму, клініко-інструментарний метод діагностики та шляхом порівняння із шаблоном нормального та патологічного сигналу [5, 6].

Вибір оптимального первинного представлення ЕКГ сигналу являється складною задачею і залежить від предметної області. На сьогоднішній день можна виділити дисперсне, різницеве, за допомогою вейвлет-перетворення та параметричне представлення. В рамках статті розглянуто застосування поліномів та гармонічних функцій для наближення ЕКГ сигналу та шаблонів.

## 3. Виділення проблеми та формулювання цілей

Вирішення в комплексі сформованих проблем є досить складним завданням і потребує розробки спеціалізованих засобів дослідження та вибір методів первинної обробки, аналізу та представлення ЕКГ-даних, при цьому в якості параметрів дослідження прийняті час роботи алгоритму, якість компресії та відтворення електрокардіограми. В рамках дослідження було вирішено ряд підзадач. По-перше, проведено дослідження стійкості методів параметричного опису ЕКГ-сигналу в залежності від варіації часових, амплітудних показників та їх завадостійкості до адитивних та мультиплікативних завад [4]. По-друге, оцінений вплив форми сигналу (патологічних ознак) та обраного ме-

тоду представлення на ефективність ідентифікації заворювань серця.

## 4. Основне дослідження

Процес параметричного представлення електрокардіограми полягає у заміні складних сигналів (функцій сигналів), більш простими функціями, з метою використання математичного апарату для аналізу та обробки ЕКГ. Такий вид представлення ЕКГ даних забезпечує рівень компресії від 4 до 20 разів та підвищення завадостійкості, що сприяє мінімізації часових та ресурсних витрат обчислювальної техніки. В рамках даного дослідження для наближення кривої даних було взято ряд методів апроксимації: метод найменших квадратів (МНК) функціями першого (кусково-лінійна) та другого порядків, методи наближення гармонічними та квадратичними функціями. На рис. 1 представлені часові характеристики та рівень стиснення сигналу при параметризації вищезазначеними методами. При порівнянні сумарного показника наведених характеристик очевидні переваги методу МНК функціями другого порядку.

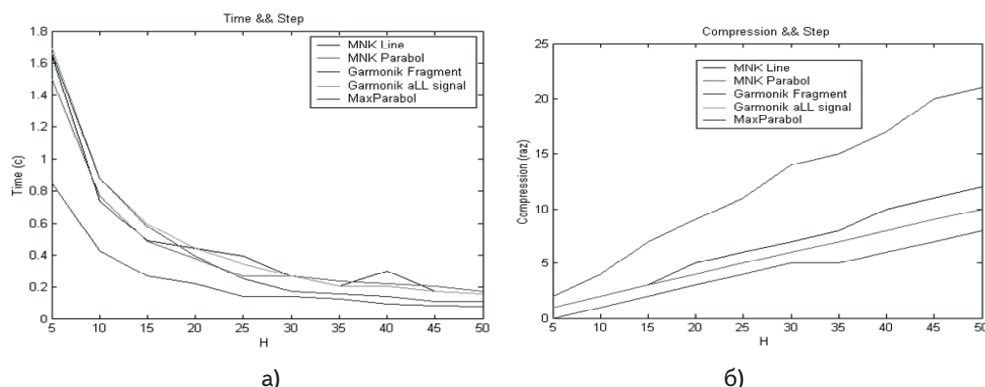


Рис. 1. Часові характеристики методів наближення ЕКГ сигналу (а) та рівень стиснення сигналу при його параметризації (б)

Представлені вище види наближення кривої відображаються математичними моделями, які мають різну структуру та особливості. Так апроксимація ЕКГ-даних методом найменших квадратів полягає у вирішенні задачі мінімізації функціоналу. При її розв'язанні необхідно забезпечити мінімальні значення відхилення значень ЕКГ сигналу від обраної функції в  $(n+1)$  вузлових точках  $(x_i, y_i)$ . Цільову функцію для цієї умови запишемо у вигляді [1]:

$$I = \sum_{i=0}^n (f(x_i) - \varphi(x_i))^2 \rightarrow \min \quad (1)$$

де  $\varphi(x_i)$  – базисні функції. Найчастіше базисні функції  $\varphi(x_i)$  представляють у вигляді поліномів. Якщо функція  $\varphi(x_i)$  задовольняє рівнянню (1), вона є поліномом найкращого середньоквадратичного наближення:

$$\varphi(x) = c_0 + c_1x + c_2x^2 + \dots + c_nx^k, \quad k < n \quad (2)$$

де  $c_0, c_1, \dots, c_n$  – коефіцієнти узагальненого полінома. В результаті модель електрокардіограми представляє собою множину поліномів певного порядку, зна-

чення коефіцієнтів яких є розв'язком системи рівнянь похідних першого порядку, що мають дорівнювати нулю.

Апроксимація сигналу гармонічними функціями полягає у розкладенні електрокардіограми на суму не комплексних елементарних гармонічних функцій (сінуса та косинуса), з подвоєними значеннями вагових коефіцієнтів, що відповідає гармонічним коливанням. В результаті одержуємо наступну математичну модель [1]:

$$C_i = a_0 + \sum_k (a_k \cdot \cos(w_0 \cdot k \cdot i) + b_k \cdot \sin(w_0 \cdot k \cdot i)) \quad (3)$$

Тобто, процес представлення ЕКГ зводиться до пошуку коефіцієнтів обрахунок яких здійснюється використовуючи відповідні рівняння [2]. Отже, вхідний сигнал представляє собою набір гармонік, кількість яких визначається числом фрагментів, на які було розбито електрокардіограму.

Апроксимація параболою була запропонована автором та полягає у взятті трьох точок на інтервалі фрагменту ЕКГ, дві з яких відповідають крайовим точкам, за рахунок чого усувається проблема виникнення ділянок зламів кривої, притаманних методу найменших квадратів. Третя точка обраховується як найбільш віддалена точка від двох інших. На основі рівняння (4) другого порядку для експериментальних значень, будувється система рівнянь (5), обраховувавши яку, отримаємо значення коефіцієнтів параболі. Множинна цих значень для кожного з фрагментів відповідає параметричній моделі вхідного сигналу.

$$a \cdot x^2 + b \cdot x + c = y \quad (4)$$

де a, b, c – коефіцієнти.

$$\begin{cases} a \cdot x_{k-1}^2 + b \cdot x_{k-1} + c = y_{k-1} \\ a \cdot x_k^2 + b \cdot x_k + c = y_k \\ a \cdot x_{k+1}^2 + b \cdot x_{k+1} + c = y_{k+1} \end{cases} \quad (5)$$

де

$$(x_{k-1}, y_{k-1}), (x_k, y_k), (x_{k+1}, y_{k+1})$$

– відповідні експериментальні точки.

Оскільки для представлення сигналу множиною параметрів необхідним є розбиття його на ряд сегментів, кожному з яких відповідає математична модель, то в межах даного дослідження фрагментація електрокардіограми здійснювалась трьома способами: рівномірним кроком (в діапазоні від 5 до 50 точок); кроком, заснованим на локальних екстремумах; по характерним інформативним точкам комплексу PQRST.

В процесі виконання роботи визначені значення наступних параметрів дослідження: середнє квадра-

тичне відхилення, час роботи методу та рівень стиснення сигналу. Рівень впливу кожного з них визначається областю застосувань. В системах кардіологічної діагностики найбільш критичним є якість передачі форми сигналу (середньоквадратичне відхилення), натомість часовим параметром (в межах 2-5 хв.) можна знехтувати.

В результаті проведених досліджень було встановлено, що використання квадратичних функцій дозволяє майже в двічі ефективніше проводити стиснення сигналу, проте при зростанні розміру інтервалу більше 0,04 с. спостерігається значне зниження якості (точність зменшується на порядок). Наряду із значною перевагою в реалізації, швидкість роботи методів апроксимації сигналу гармонічними та кусково-лінійною функціями досить висока, проте при зростанні розміру інтервалу фрагменту параметризації прослідковується зниження точності, порівняно з МНК другого порядку (рис. 2). Використання методу найменших квадратів повністю задовольняє поставленим задачам та рівням значимості параметрів. Про це свідчать також показники ідентифікації хвороб серця та середньоквадратичного відхилення, отримані підчас параметризації сегментів, основаних на точках екстремуму та комплексу PQRST.

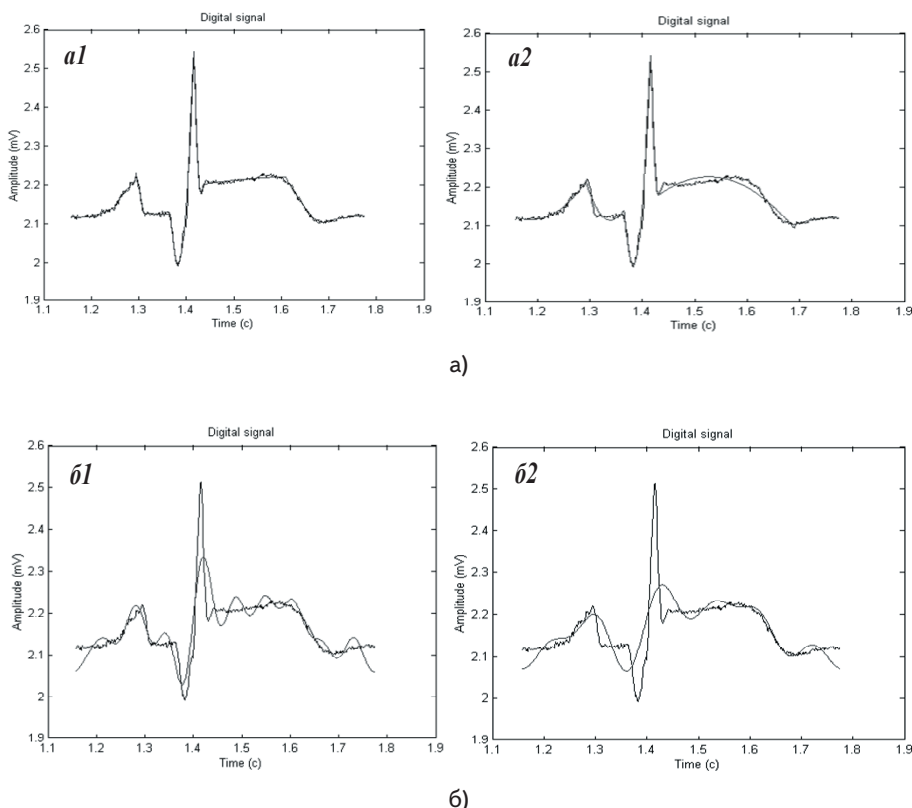


Рис. 2. Параметризація ЕКГ-сигналу при застосуванні методів розбиття на сегменти по точкам екстремумів (a1, б1) та PQRST (a2, б2): а) Параметризація ЕКГ-сигналу МНК функцією другого порядку; б) Параметризація гармонічними функціями усього фрагменту (б1) та посементно (б2)

На основі МНК другого порядку було сформовано базу знань, яка містить шаблони ЕКГ-сигналів інфаркту міокарда з різними зонами ураження. В ре-

зультаті було отримано таблицю якісних показників ідентифікованої патології (ІП) та хибного діагнозу (ХД) в залежності від значень середньоквадратичного відхилення (СКВ) шаблону від сигналу (табл. 1). В результаті було встановлено, що оптимальні значення ІП та ХД для більшості зон ураження досягаються при СКВ, що становить менше 4,5 %. Лише для задньої діафрагмальної зони оптимальними можна вважати показники при СКВ менше 6,5%.

них задач є використання методу найменших квадратів з використанням функцій другого порядку.

В результаті проведених досліджень було розроблено базу знань, яка містить набір еталонів, просторових ознак серцевих захворювань, в параметричному вигляді, використовуючи метод найменших квадратів функції другого порядку. Таке первинне представлення шаблонів забезпечує не лише зростання якісних та зменшення кількісних характери-

**Таблиця 1**

№ п/п	Зона ураження ІМ	СКВ < 2,5%		СКВ < 4,5%		СКВ < 6,5%		СКВ < 8,5%	
		ІП	ХД	ІП	ХД	ІП	ХД	ІП	ХД
1	переднє бічний (antero-lateral)	50%	2%	70%	3%	80%	10%	95%	40%
2	переднє перегородковий (antero-septal)	54%	3%	85%	5%	90%	20%	98%	50%
3	заднє бічний (inferior-lateral)	45%	1%	60%	3%	70%	10%	80%	30%
4	заднє діафрагмальний (inferior)	30%	2%	40%	4%	60%	5%	70%	45%

Дана методологія реалізована в програмному продукті, який може працювати на настільних та мобільних системах з метою виявлення ішемічної хвороби серця та різних її проявів (стенокардія та інфаркт міокарда).

стик сигналу, а й дозволяє значно пришвидшити обчислення та забезпечує надійність сучасних методів діагностики.

Отримані в результаті дослідження методи та алгоритми можуть бути використанні для модернізації сучасних систем приліжкового та амбулаторного моніторингу ЕКГ сигналу, а також при розробці мобільних моніторингових систем, в яких компактність сигналу та швидкодія його обробки має вирішальне значення.

### 5. Висновки

За отриманими результатами дослідження було встановлено, що найбільш прийнятним для поставле-

### Література

1. Бахвалов Н.С., Жидков Н.П., Кобельков Г.М. Численные методы. – М.: Наука, 1987. – 598 с
2. Оппенгейм А., Шафер Р. Цифровая обработка сигналов. – М.: Техносфера, 2006. – 856 с.
3. Рангайян Р. М.. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход: учеб. пособие для вузов: пер. с англ. / Р.М. Рангайян; под ред. А.П. Немирко. – М.: Физматлит: Мед. книга, 2007. – 296 с.
4. Сантопетро Р. Ф. Происхождение и характеристики основного сигнала, шума и наводки в высокочастотной электрокардиограмме. // ТИИЭР.–1977.–Т. 65.–№5.–С. 137-145.
5. Шакин В. В. Вычислительная электрокардиография.– М.: Наука, 1981.–166с.
6. Высокие медицинские технологии в практику функциональной диагностики [Електронний документ]. Режим доступу: <http://www.altonika.ru/article.php?id=338>. Перевірено: 17.07.2010.