

УДК 616.12

АПРОКСИМАЦІЯ ЕКГ–СИГНАЛУ «ЗМІНЕНИМИ» ГАУСОВИМИ ІМПУЛЬСАМИ ЗІ ЗБЕРЕЖЕННЯМ ДІАГНОСТИЧНО–ВАЖЛИВИХ ТОЧОК

С. С. Кочергіна, О. О. Юрко

Кременчуцький національний університет імені Михайла Остроградського
вул. Першотравнева, 20, м. Кременчук, 39600, Україна. E-mail: s230389@rambler.ru

У результаті аналізу існуючих методів опису та апроксимації ЕКГ сигналу обрано найбільш раціональний метод для подальшого діагностування стану серцево-судинної системи. Удосконалено процес моделювання сигналу зменшеної розмірності «зміненими» Гаусовими імпульсами шляхом збереженням діагностично-важливих точок. Отримано аналітичні залежності, які враховують вплив сусідніх різнополярних зубців для розрахунку коефіцієнтів апроксимації сигналу зі зменшеними інформаційними втратами, що надає можливість в подальшому користуватися отриманою моделлю для адекватної функціональної діагностики порушень діяльності людського організму.

Ключові слова: апроксимація, електрокардіограма, Гаусові імпульси.

АПРОКСИМАЦИЯ ЭКГ–СИГНАЛА «ИЗМЕНЕННЫМИ» ГАУССОВЫМИ ИМПУЛЬСАМИ С СОХРАНЕНИЕМ ДИАГНОСТИЧЕСКИ–ВАЖНЫХ ТОЧЕК

С. С. Кочергина, А. А. Юрко

Кременчугский национальный университет имени Михаила Остроградского
ул. Первомайская, 20, г. Кременчуг, 39600, Украина. E-mail: s230389@rambler.ru

В результате анализа существующих методов описания и аппроксимации ЭКГ–сигнала выбран наиболее рациональный метод для дальнейшего диагностирования состояния сердечнососудистой системы. Усовершенствован процесс моделирования сигнала уменьшенной размерности «измененными» Гауссовыми импульсами путем сохранением диагностически важных точек. Получены аналитические зависимости, которые учитывают влияние соседних разнополярных зубцов для расчета коэффициентов аппроксимации сигнала с уменьшенными информационными потерями, что позволяет в дальнейшем пользоваться полученной моделью для адекватной функциональной диагностики нарушений деятельности человеческого организма.

Ключевые слова: аппроксимация, электрокардиограмма, «измененные» Гауссовы импульсы.

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. Впровадження в дослідну практику багатопараметричних вимірювальних комплексів на порядок збільшує обсяг реєстрованої інформації, що істотно ускладнює аналіз отриманих даних. Актуальним при цьому є процес автоматизації аналізу і класифікації величезного масиву отриманих даних. Однією зі сфер активного застосування подібного роду комплексів є своєчасна діагностика функціональних порушень діяльності людського організму, особливо порушень серцево-судинної системи [1].

Метод стандартної ЕКГ та проведення навантажувальних проб до теперішнього часу досягли певних меж своїх діагностичних можливостей для виявлення ранніх або прихованих захворювань серцево-судинної системи.

Принципово нові можливості відкриваються в разі застосування до сигналу ЕКГ сучасних математичних методів аналізу, заснованих на представленні сигналу у вигляді розкладів в деяких узагальнених векторних просторах.

Найбільш відомим прикладом такого розкладу є перетворення Фур'є, що реалізовується найчастіше як швидке перетворення Фур'є (FFT – Fast Fourier Transform) [2, 3].

Переваги методу – досягнення високих коефіцієнтів стиснення, застосування часового «вікна», яке дозволяє оцінити зміну спектру сигналу в різних фазах кардіоциклу.

Однак недоліками є те, що метод використовує фіксоване «вікно», яке не може бути адаптоване до локальних властивостей сигналу та в силу великої

кількості змінних [4, 5] досить складний для подальшого дослідження та вимагає великого обсягу обчислень.

Для вирішення цієї суперечності в сучасній математиці розроблено так зване вейвлет-перетворення (Wavelet–transform). Воно є розкладанням сигналу по набору базисних функцій, які визначені на інтервалі, коротшому, ніж тривалість кардіосигналу [6].

До переваг даного методу належить те, що операція множення на "вікно" міститься в самій базисній функції, при цьому відбувається адаптація "вікна" до сигналу при зміні масштабу.

Недоліки – наприклад, для діагностики ІХС застосовувалося безперервне вейвлет–перетворення з базисною функцією Морлет [7], вибирається тільки частина сигналу, в даному випадку довжиною 250 точок, яка містить комплекс QRS.

Досить поширені методи стиснення сигналу за рахунок його апроксимації на окремих часових відрізках різними функціями. Як апроксимуючі функції можуть бути узяті алгебраїчні поліноми різних ступенів [8, 9] чи спеціальні функції.

Переваги – відносна простота методу та висока швидкість розрахунку, що має вирішальне значення для задач передачі та обробки ЕКГ сигналу в реальному масштабі часу.

Недоліки – більшість алгоритмів припускає використання наближених функцій з малим показником степені, (східчаста чи лінійна апроксимація), що не дає гарантії достовірного відтворення без втрат діагностично-важливих точок.

Файнзільберг Л.С. запропонував апроксимування ЕКГ сигналу інтерполяційними моделями [10].

Переваги – модельні функції, використовувани при цьому, представляються у вигляді суми «дельта»-подібних джерел, центри яких збігаються з певними моментами фази ЕКГ, а саме з максимумами і мінімумами PQRSST комплексу.

Недоліки – інтерполяційні моделі не враховують фізичні та біологічні закономірності спостережуваних явищ.

Моделювання форми кардіосигналу в роботі В.С. Аніщенко проводилося методами математичної реконструкції нелінійної динамічної системи за реальними кардіограмами [11].

Переваги – модель добре працює, якщо амплітуда R-зубця багато більше амплітуди T-зубця, а час релаксації між коливаннями можна порівняти з часом самих коливань; досить добре описує усереднені властивості одного з типів кардіосигналу в спокійному стані.

Недоліки – функціональна залежність представлялася сумою декількох десятків поліномів, підстроювальні коефіцієнти для яких знаходилися із «загрублених» даних реальних кардіограм; розглядалась ідеалізована модель для коливань, постійних за формою та фазою; модель не дає позитивного результату при тахікардії чи підвищених фізичних навантаженнях.

У роботі [12] пропонується описувати ЕКГ-сигнал як сукупність 11-ти дзвонових (Гаусових) імпульсів:

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot s} \cdot e^{-\frac{(x-m)^2}{2s^2}}, \quad (1)$$

де μ – середнє значення (математичне очікування) випадкової величини;

σ^2 – дисперсія.

Переваги – кожна складова комплексу PQRSST має невелику кількість коефіцієнтів, що зменшує кількість розрахунків та полегшує подальше дослідження апроксимованої функції.

Недоліки – ускладнення моделі через використання великої кількості дзвонових імпульсів.

Спроба покращити дану модель була зроблена у роботі [13]. Для апроксимації використовувалися «зміннені» Гаусові імпульси та не більше п'яти експонент для кожної складової.

Переваги – на відміну від роботи [12] дана модель дозволяє зменшити кількість складових підсумкової моделі; функція кусочно-задана та безперервна на всьому досліджуваному часовому проміжку.

Недоліки – при використанні «зміннених» Гаусових імпульсів у випадках, коли різнополярні імпульси (зубці) надходять з малою різницею у часі, функція з найбільшим значенням екстремуму значно впливає на сусідні функції, що потребує додаткового корегування та розрахунків для визначення підсумкової моделі. Якщо ж цього не враховувати або додаткові розрахунки не дадуть позитивних результатів, при аналізі ЕКГ-сигналу розміри зубців можуть сприйматися як патологія.

Наприклад, в II стандартному відведенні при деполаризації шлуночків, тобто в комплексі QRS (рис. 1), отриманий від пацієнта оцифрований електрокардіосигнал має наступні амплітуди екстремумів функцій: зубець Q – –75 мкВ, зубець R – 1000 мкВ та зубець S – –300 мкВ. Провівши необхідні розрахунки чотирьох коефіцієнтів ($A, \mu, \sigma_1, \sigma^2$) отримуємо апроксимований сигнал з амплітудою зубця Q – –58 мкВ, зубця R – 1000 мкВ та зубця S – –225 мкВ. Отже отриманий сигнал має зменшені амплітуди зубців: Q – на 22,7 % та S – на 25 %. Для усунення цього недоліку у роботі [13] необхідно проводити розрахунки для уточнення коефіцієнтів за методом найменших квадратів, що іноді потребує великої кількості ітерацій для досягнення необхідної точності розрахунків та відповідно додаткові затрати машинного часу.

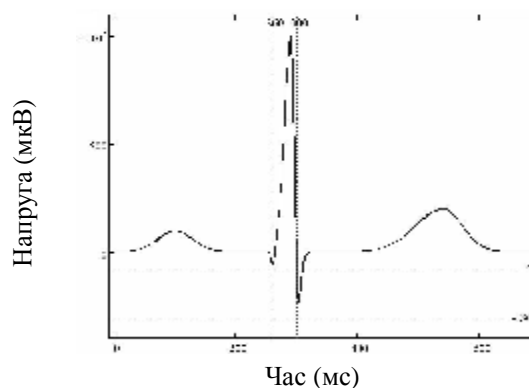


Рисунок 1 – Апроксимація експонентами часового кардіологічного ряду. Штриховою лінією зображено амплітуду та математичне очікування реального сигналу зубців Q та S

До того ж зміна амплітуд та точок перегину складових апроксимованої функції впливає на подальшу функціональну діагностику серцево-судинної системи, а саме на побудову ритмограм, гістограм, скатерограм, спектрограм, фазограм та інших.

У зв'язку з цим метою даної роботи є здійснення аналізу існуючих методів обробки ЕКГ сигналів для виявлення діагностично-важливих точок з метою мінімізації інформаційних втрат та створення алгоритму обробки отриманої інформації, який виконує аналіз отриманих даних та зберігає ці дані у найбільш стислому об'ємі без втрат діагностично-важливих точок.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. Для вирішення поставленої мети було сформовано наступний алгоритм апроксимації «змінненими» Гаусовими імпульсами:

1. Визначається кількість складових в кінцевій апроксимації:
 - а) проводиться низькочастотна фільтрація початкового часового ряду;
 - б) знаходяться точки екстремуму ряду;
 - в) за кількістю точок екстремумів визначається кількість окремих функцій які увійдуть в сумарну апроксимацію.

2. Амплітуда вершин A та математичні очікування μ даних вершин тимчасово прирівнюються до значення ряду у точках екстремумів.

3. Визначаються моменти перетину сумарної функції координатної прямої та коефіцієнти масштабу σ . Останній визначається наступним методом: отримують значення часу у точках, коли рівень функції зменшився в e -разів. Тоді відстань від математичного очікування до однієї з точок i є коефіцієнтом масштабу з даного боку.

4. Збереження крім основних точок, що потрібні для апроксимації «зміненими» Гаусовими імпульсами, точок випуклості та вогнутості, координати екстремумів зубців й момент часу перетину ізоелектричної лінії. Для цього запропонована система з п'яти рівнянь з п'ятьма невідомими (2). Систему рівнянь можливо розв'язати чисельними способами за допомогою спеціалізованих математичних програм.

$$\begin{cases} f_1(t_0) + f_2(t_0) = 0, \\ f_1(m_1 + s_2) + f_2(m_1 + s_2) = a_1, \\ f_1(m_2 - s_3) + f_2(m_2 - s_3) = -a_2, \\ f_1'(m_1) + f_2'(m_1) = 0, \\ f_1'(m_2) + f_2'(m_2) = 0. \end{cases} \quad (2)$$

де $f(x) = A \cdot e^{-\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2}$ – «змінений» Гаусовий імпульс, як складова функція апроксимації зубців;

$f_1(t_0)$ та $f_2(t_0)$ – функції сусідніх зубців в момент перетину сумарної функції координатної прямої;

$f_1(m_1 + s_2)$ та $f_2(m_1 + s_2)$ – функції сусідніх зубців в момент часу $m_1 + s_2$;

$f_1(m_2 - s_3)$ та $f_2(m_2 - s_3)$ – функції сусідніх зубців в момент часу $m_2 - s_3$;

σ_2 та σ_3 – коефіцієнти масштабу першого та другого зубця відповідно з боку перетину сумарної функції координатної прямої;

a_1 – амплітуда електрокардіосигналу в момент часу $\mu_1 + \sigma_2$;

a_2 – амплітуда електрокардіосигналу в момент часу $\mu_2 - \sigma_3$.

5. В окремому випадку, коли зубці розташовані з малою різницею у часі і амплітуда одного з них в два та більше разів перевищує іншу, відбувається зміна параметрів меншого зубця. Тоді для визначення коефіцієнтів функції отриманий розв'язок для двох випадків:

1) два різнополярні зубці, які розташовані з малою різницею у часі:

$$A_2 = A_1 \cdot e^{\frac{(m_2 - m_1)^2}{s_1^2}} + a_1, \quad (3)$$

$$s_2 = \pm \frac{t_0 - m_2}{\sqrt{\frac{(t_0 - m_1)^2}{s_1^2} - \ln A_1 + \ln(A_1 \cdot e^{\frac{-(m_2 - m_1)^2}{s_1^2}} + a_1)}}. \quad (4)$$

де A_1, A_2 – амплітуди першого та другого зубців відповідно;

μ_1, μ_2 – координати максимуму першого та другого зубців відповідно;

t_0 – момент перетину сумарної функції координатної прямої;

a_1 – амплітуда електрокардіосигналу в момент часу μ_2 ;

σ_1 – коефіцієнт масштабу першого, найбільшого зубця в момент часу $t > m_1$, який визначається за формулою

$$s = \pm \sqrt{2} \cdot (x_{II} - m), \quad (5)$$

де x_{II} – координата точки перегину першого (найбільшого) зубця в момент часу $t > m_1$.

2) три різнополярні зубці, які розташовані з малою різницею у часі:

$$A_0 = A_1 \cdot e^{\frac{-(m_0 - m_1)^2}{s_1^2}} + a_0, \quad (6)$$

$$A_2 = A_1 \cdot e^{\frac{-(m_2 - m_1)^2}{s_1^2}} + a_2, \quad (7)$$

$$s_0 = \pm \frac{t_{01} - m_0}{\sqrt{\frac{(t_{01} - m_1)^2}{s_1^2} - \ln A_1 + \ln(A_1 \cdot e^{\frac{-(m_0 - m_1)^2}{s_1^2}} + a_0)}}, \quad (8)$$

$$s_2 = \pm \frac{t_{02} - m_2}{\sqrt{\frac{(t_{02} - m_1)^2}{s_1^2} - \ln A_1 + \ln(A_1 \cdot e^{\frac{-(m_2 - m_1)^2}{s_1^2}} + a_2)}}. \quad (9)$$

6. Будеться часовий ряд з отриманими раніше коефіцієнтами.

7. Знаходиться похибка апроксимації та при необхідності проводиться корегування коефіцієнтів.

ВИСНОВКИ. Отже результати даної роботи можна сформулювати в наступному вигляді:

- підвищена достовірність методу апроксимації ЕКГ-сигналу «зміненими» Гаусовими імпульсами за рахунок виділення та збереження діагностично-важливих точок;

- запропоновано систему рівнянь яка враховує вплив сусідніх зубців для уточнення коефіцієнтів та виділення необхідних додаткових точок;

- отримано аналітичні залежності для визначення коефіцієнтів апроксимації з урахуванням впливу сусідніх зубців, що розташовані з малою різницею у часі;

- скореговано алгоритм апроксимації ЕКГ-сигналу з урахуванням отриманих залежностей для підвищення достовірності апроксимації та збереження даних у найбільш стислому об'ємі.

ЛІТЕРАТУРА

1. Клиническая электрокардиография / Пер. с англ. С.А. Повзуна; под общ. ред. В.П. Медведева. Серия «Краткий справочник». – СПб.: Питер, 2001. – С. 384.
2. Blaszyk K., Kulakowski P., Poloniecki J., Odemuyiwa O., Camma J., Malik M. Spectral temporal mapping versus time domain-analysis of the signal averaged electrocardiogram: reproducibility of results // European Heart Journal. – 1992. – Vol. 13.
3. Abstract suppl., P.646., Haberl R., Jige G., Pulter R., Steinbeck G. Spectral mapping of the

electrocardiogram with Fourier transforms for identification of patients with sustained ventricular tachycardia and coronary artery disease // *European Heart Journal*. – 1989. – Vol. 10. – PP. 316–322.

4. Рычков А.Ю., Цибульский В.Р., Сергейчик О.И., Копылова Л.Н. Спектральный анализ нормальной ЭКГ // *Вестн. аритмологии*. – 2004. – № 35. – С. 52.

5. Цибульский В.Р., Сергейчик О.И., Кузнецов В.А. Исследование зависимости частотных характеристик электрокардиограмм от изменения сегмента ST // *Вестн. кибернетики*. Вып. 1. – Тюмень: Изд-во ИПОС СО РАН, 2002. – С. 38–45.

6. Crowe J.A., Gibson N.M., Woolfson M.S., Somekh M.G. Wavelet transform as a potential tool for ECG analysis and compression // *Journal of the Biomedical Engineering*. – May–1992. – Vol. 14(3). – PP. 268–272.

7. Бойцов С.А., Гришаев С.Л., Солнцев В.Н., Кудрявцев Ю.С. Анализ сигнал-усредненной ЭКГ (по данным вейвлет-преобразования) у здоровых и больных ИБС // *Вестн. аритмологии*. – 2001. – № 23. – С. 32–35.

8. Гагарин К.Ю. Быстрые алгоритмы векторно-разностного кодирования речевых сигналов // *Сб. науч. тр. СПбГПУ*. – 1995. – № 457. – С. 84.

9. Математика в современном мире / Пер. тематического номера журнала «Сайентифик Америкен» Н.Г. Рычковой. – М., Мир, 1967. – 206 с.

10. Файнзилберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. – К.: Наукова думка, 2008. – 333 с.

11. Janson N., Pavlov A.N., Anischenko V.S. One method for restoring inhomogeneous attractors // *J. of Bifurcation and Chaos*. – 1998. – Vol. 8. – PP. 825–833.

12. Никифоров П.Л. Модель электрокардиографического сигнала на основе совокупности колокольных импульсов // *Вестн. молодых ученых*. Сер. Техн. науки. (Ru). – 1998. – № 1. – С. 64–68.

13. Абрамов М.В. Аппроксимация экспонентами временного кардиологического ряда на основе ЭКГ // *Вестник кибернетики*. – 2010. – № 9. – С. 85–91.

APPROXIMATION OF ECG-SIGNAL BY "MODIFIED" GAUSSIAN PULSES WITH DIAGNOSTICALLY IMPORTANT POINTS SAVED

S. Kochergina, A. Yurko

Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi National University

vul. Pershotravneva, 20, Kremenchuk, 39600, Ukraine. E-mail: s230389@rambler.ru

As the result of analysis of the existing methods and approximation of ECG signal, the most rational method has been selected for further diagnosis of the cardiovascular system. The modeling signal process of reduced dimension of the signal with "modified" Gaussian pulses by means of diagnostically-important points saved is developed. The analytical dependences, taking into account the influence of the neighboring heteropolar teeth, for the signal approximation coefficients calculation with the information loss reduced are studied, which allows the obtained model applying for the adequate functional diagnostics of human body disorder.

Key words: approximation, electrocardiogram, "modified" Gaussian pulses.

REFERENCES

1. *Clinical Electrocardiography* // Transl. from English by S.A. Povzun. Under general. ed. of P.V. Medvedev. *Series "Quick Reference"*. – St. Petersburg: Piter, 2001. – P. 384. [in Russian]

2. Blaszyk K., Kulakowski P., Poloniecki J. et al. Spectral Temporal Mapping Versus Time Domain-analysis of the Signal Averaged Electrocardiogram: Reproducibility of Results. // *European Heart Journal*. – 1992. – Vol. 13.

3. Haberl R., Jige G., Pulter R., Steinbeck G. Spectral mapping of the electrocardiogram with Fourier transforms for identification of patients with sustained ventricular tachycardia and coronary artery disease // *European Heart Journal*. – 1989. – Vol. 10. – PP. 316–322.

4. Rychkov A.Y., Tsybulski V.R., Sergeichik O.I., Kopylova L.N. Spectral Analysis of the Rate-flax ECG // *Vestn. arhythmology*. – 2004. – № 35. – P. 52. [in Russian]

5. Tsybulski V.R., Sergeichik O.I., Kuznetsov V.A. The Study of the Dependence of the Frequency Characteristics of ECG changes in Segment ST // *Vestn. Cybernetics*. – Tyumen: Publishing House of the IFSP, SB RAS, 2002. – №. 1. – PP. 38–45. [in Russian]

6. Crowe J.A., Gibson N.M., Woolfson M.S., Somekh M.G. Wavelet transform as a potential tool for ECG analysis and compression. // *Journal of the Biomedical Engineering*, May–1992. – Vol. 14(3). – PP. 268–272.

7. Boytsov S.A., Grishaev S.L., Solntsev V.N., Kudryavtsev Y.S. Analysis of Signal-averaged ECG (According to the Wavelet Transform) in Healthy and

Ischemic Heart Disease // *Vestn. of Aritmologiya*. – 2001. – № 23. – PP. 32–35. [in Russian]

8. Gagarin K.Y. The Fast Algorithms for Vector-differential Coding of Speech Signals // *Proc. scientific. tr. Polytechnic University*. – 1995. – № 457. – P. 84. [in Russian]

9. Mathematics in the Modern World // *Translation of the Thematic Issue of Magazine "Scientific American"* / N.G. Rychkova. – M.: Mir, 1967. – 206 p. [in Russian]

10. Fainzil'berg L.S. *Information Technology of Signal Processing of Complex Forms. Theory and Practice*. – Kiev: Naukova Dumka, 2008. – 333 p. [in Russian]

11. Janson N., Pavlov A.N., Anischenko V.S. One method for restoring inhomogeneous attractors // *J. of Bifurcation and Chaos*. – 1998. – Vol. 8. – PP. 825–833.

12. Nikiforov P.L. Model of Electrocardiographic Signals on the Basis of Aggregate Bell Pulses // *Vestn. of Young Scientists*. Ser. Tech. Mr. (Ru). – 1998. – № 1. – PP. 64–68. [in Russian]

13. Abramov M.V. Approximation Exponents of Temporary Cardiac Series based on ECG // *Journal of Cybernetics*. – 2010. – № 9. – PP. 85–91. [in Russian]

Стаття надійшла 21.02.2012.

Рекомендована до друку
к.т.н., доц. Мосьпаном В.О.