

УДК 61:004.45

Програмне середовище побудови штучних ЕКГ

В. П. Марценюк, Р. О. Сарабун

Тернопільський державний медичний університет
ім. І. Я. Горбачевського, Україна

Резюме

У даній роботі здійснено аналіз існуючих моделей побудови штучних ЕКГ. Запропоновано веб-інтегроване програмне середовище, до складу якого входить бібліотека Java-класів, яка дозволяє будувати штучні ЕКГ сигнали на основі моделі МакШеррі. **Ключові слова:** електрокардіограма, RR-інтервал, ЕКГ, модель ЕКГ.

Клин. информат. и Телемед.
2012. Т.8. Вып.9. с.35–37

Вступ

Електрокардіограмою (ЕКГ) називається графічне зображення зміни сумарного електричного потенціалу, який виникає під час збудження і проведення збудження в сукупності міокардіальних клітин за кардіоцикл. Витяг корисної клінічної інформації з реального ЕКГ вимагає надійних методів обробки сигналу. До них відносяться виявлення R-піків, виявлення QT-інтервалу, визначення частоти серцевих скорочень і частоти дихання, виявлення тривалості RR-інтервалу між послідовними R-пікам.

В даний час, нові біомедичні алгоритми обробки сигналів, як правило, оцінюються їх застосуванням до ЕКГ, які зберігають у великій базі даних. Це дає можливість визначити точність даного алгоритму при нанесенні на реальні дані. Маючи доступ до реалістичних штучних сигналів ЕКГ можна полегшити цю оцінку.

Метою даної роботи є здійснення аналізу існуючих моделей побудови штучних ЕКГ та програмна реалізація моделі МакШеррі у вигляді Інтернет проекту.

Детерміновані моделі ЕКГ

Модифікована модель Зімена. У 1972 році К. Зімен для генерації ЕКГ сигналу запропонував модель у вигляді нелінійної динамічної системи трьох взаємопов'язаних диференціальних рівнянь. Вона має наступний вигляд:

$$\epsilon x' = -(x^3 + ax + b)$$

$$a' = -2x - 2a$$

$$b' = -a - 1$$

де x – довжина м'язового волокна серця, ϵ – позитивний скаляр, b – характеризує електрохімічний контроль, x_0 – початкова довжина серцевого м'яза в стані діастолі, a – характеризує напруженість в м'язових волокнах.

З метою контролю за повтореннями циклів ЕКГ у роботі [1] автори модифікують модель Зімена. Для цього у рівняння додано параметр δ . Модель отримує вигляд:

$$\epsilon x' = -(x^3 + ax + b)$$

$$\delta a' = -2x - 2a$$

$$\delta b' = -a - 1$$

Значення параметру δ впливає на частоту серцебиття.

Нелінійні моделі серцебиття 2-го і 3-го порядків. У роботі [2] описано нелінійні моделі серцебиття 2-го і 3-го порядків.

Нелінійна модель 2-го порядку повинна містити 3 базових риси:

- 1) діастола – представляє стійкий стан рівноваги;
- 2) поріг спрацювання, який викликає перехід серця до систолі;
- 3) повернення серця до діастолі.

Модель має наступний вигляд:

$$\epsilon x_1' = -(x_1^3 + Tx_1 + x_2), \quad T > 0,$$

$$x_2' = x_1 + x_a$$

де $x_1(t)$ – представляє довжину м'язового волокна, $x_2(t)$ – вказує на електрохімічну активність, ϵ – константа, яка характеризує власні значення системи, x_a – типова довжина м'язових волокон серця в діастолічному стані, T – напруження м'язових волокон.

Нелінійна модель 3-го порядку має наступний вигляд:

$$\begin{aligned} \epsilon x_1' &= -(x_1^3 + x_1 x_2 + x_3) \\ x_2' &= -2x_1 - 2x_2 \\ x_3' &= -x_2 - 1 + u \end{aligned}$$

де $x_1(t)$ – довжина м'язового волокна, $x_2(t)$ – напруження м'язового волокна, $x_3(t)$ – вказує на електрохімічну активність, ϵ – константа, $u(t)$ – представляє кардіостимулюючий сигнал, який спрямовує серце з діастолічного в систолічний стан.

Модель МакШеррі запропонована П. МакШеррі, Г. Кліффордом, Л. Тарасенком і Л. Смітом у роботі [3].

Ця модель генерує траєкторію ЕКГ в трьохвимірному просторі з координатами (x, y, z) . Квазіперіодичність ЕКГ відображається рухом траєкторії по обмеженому колу в площині (x, y) . Кожен прохід цього кола відповідає одному RR-інтервалу. Окремі зубці на ЕКГ, такі як P, Q, R, S, T , відображенні за допомогою руху траєкторії відносно осі z . Їх знаходять за фіксованими кутами $\theta_P, \theta_Q, \theta_R, \theta_S, \theta_T$, на колі в площині (x, y) .

Для побудови моделі використано систему трьох нелінійних диференціальних рівнянь:

$$\begin{aligned} x'(t) &= \alpha x(t) - \omega y(t) \\ y'(t) &= \alpha y(t) + \omega x(t) \end{aligned}$$

$$z'(t) = - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp\left(-\frac{\Delta \theta_i^2}{2b_i^2}\right) - (z(t) - z_0(t))$$

де $\alpha = 1 - \sqrt{x(t)^2 + y(t)^2}$, $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$, $\theta = \text{atan2}(y(t), x(t))$ і ω – кутова швидкість, $z_0(t) = A \sin(2\pi f_2 t)$, $A = 0,15$ мВ.

Для визначення параметрів θ_i, a_i, b_i використано візуальний аналіз ЕКГ здорового пацієнта, їх значення показано в табл. 1. Як видно з табл.1 час і кути θ_i визначені відносно піку R.

Очевидно, що час, необхідний для завершення одного циклу синтетичного сигналу дорівнює RR-інтервалу ЕКГ. Відмінності в довжині RR-інтервалів можуть бути включені шляхом зміни кутової швидкості ω .

Впливи RSA і хвиль Майєра включені в спектр потужності $S(t)$ RR-інтервалів шляхом генерації таких RR-інтервалів, які мають бімодальний спектр потужності, що складається з суми двох гаусівських розподілів

$$S(f) = \frac{\sigma_1^2}{\sqrt{2\pi c_1^2}} \exp\left(-\frac{(f - f_1)^2}{2c_1^2}\right) + \frac{\sigma_2^2}{\sqrt{2\pi c_2^2}} \exp\left(-\frac{(f - f_2)^2}{2c_2^2}\right)$$

де f_1, f_2, c_1, c_2 – константи.

Табл. 1. Значення параметрів θ_i, a_i, b_i в моделі МакШеррі.

i	P	Q	R	S	T
Час (с)	-0,2	-0,05	0	0,05	0,3
$\theta_i(p)$	$-\frac{1}{3}\pi$	$-\frac{1}{12}\pi$	0	$\frac{1}{12}\pi$	$\frac{1}{2}\pi$
a_i	1,2	-5	30	-7,5	0,75
b_i	0,25	0,1	0,1	0,1	0,4

Гаусівським розподілом частот характеризується типовий спектр потужності реальної тахограми RR. RR-інтервал з часовим рядом $T(t)$ і спектром потужності $S(f)$ породжується взятим обернене перетворення Фур'є послідовності комплексних чисел з амплітудою $\sqrt{S(f)}$ і фазою, яка випадковим чином вибирається на проміжку між 0 і 2π . Помноживши цей часовий ряд на відповідну константу масштабування і додавши значення зсуву, в результаті отримуємо часовий ряд з будь-яким середнім значенням та стандартним відхиленням.

Припустимо, що $T(t)$ являє собою часовий ряд породжений RR-процесом з спектром потужності $S(f)$, тоді кутова швидкість $\omega(t)$ задається формулою:

$$\omega(t) = \frac{2\pi}{T(t)}$$

Таким чином, серія RR-інтервалів результуючої синтетичної ЕКГ також матиме спектр потужності рівний $S(f)$.

Програмна реалізація моделі МакШеррі

Програмне середовище, запропоноване в даній роботі, реалізоване у вигляді пакету Java-класів. До нього входять пакети і класи описані далі.

У пакеті Fde міститься клас DelaySystemSolution, призначений якого є отримання чисельного розв'язку диференціальних рівнянь. Абстрактні методи fcn та phi описують праві частини та початкові умови рівнянь і визначаються в класах-нащадках.

У пакеті Graph містяться класи, призначені для графічної візуалізації розв'язків рівнянь:

- BoundsLocation визначає часові межі для побудови графіків розв'язків;
- GraphConstruction є головним в пакеті і безпосередньо здійснює побудову графіків (при цьому використовується ще ряд допоміжних класів графічного інтерфейсу);
- GraphicalSearchValue дозволяє знайти момент часу, в який досягається задане значення траєкторії;
- FunctionList призначений для збереження списку функцій для відображення в одній графічній площині.

У пакеті mcsharry містяться класи з описом моделі МакШеррі. Сюди входять класи:

- McSharryECGSystem – підклас класу DelaySystemSolution, що описує праві частини диференціальних рівнянь моделі;
- McSharryECGSystemGraph – використовується для побудови графіків розв'язків відповідних рівнянь;
- McSharryECGSystemGraphMenu – клас, який описує меню вікна побудови графіків;
- McSharryECGSystemInputDataFrame – клас-фрейм для введення початкових параметрів моделі.

На рис. 1 показано вікно введення початкових параметрів моделі МакШеррі.

На рис. 2 показано вікно графічного виводу розв'язків моделі МакШеррі.

Висновок

На основі проведеного аналізу моделей побудови штучних ЕКГ, для розробки програмного середовища було вибрано модель ЕКГ МакШеррі. Програмне середовище розроблене у вигляді бібліотеки Java-класів, що за-

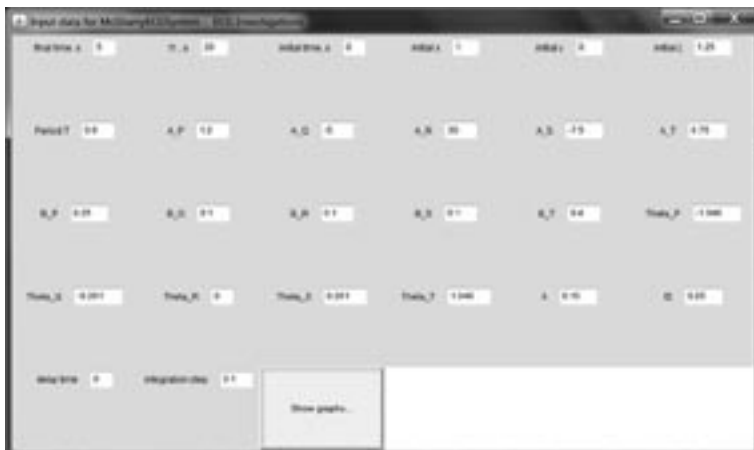


Рис. 1. Вікно введення початкових параметрів моделі.

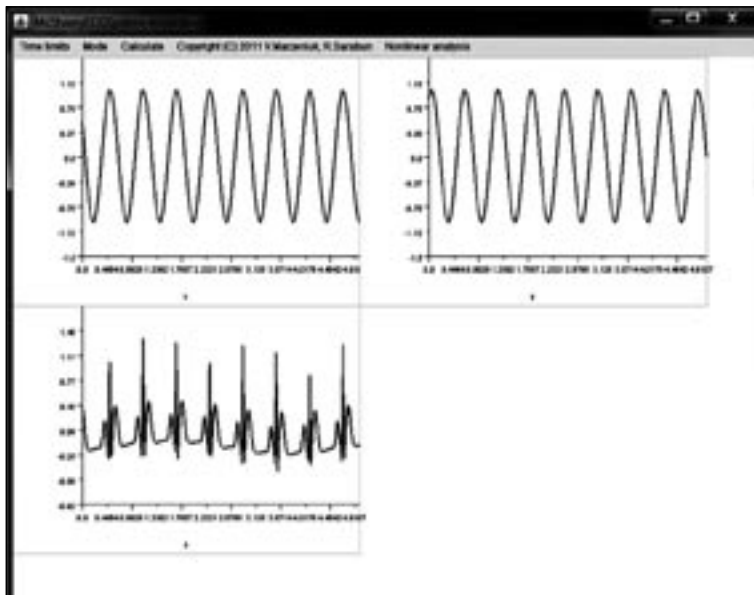


Рис. 2. Графічні зображення розв'язків моделі МакШеррі.

Програмная среда построения искусственных ЭКГ

В. П. Марценюк, Р. О. Сарабун
Тернопольский государственный
медицинский университет
им. И. Я. Горбачевского, Украина

Резюме

В данной работе проведен анализ существующих моделей построения искусственных ЭКГ. Предложено веб-интегрированную программную среду, в состав которой входит библиотека Java-классов, которая позволяет строить искусственные ЭКГ сигналы на основе модели МакШерри.

Ключевые слова: электрокардиограмма, RR-интервал, ЭКГ, модель ЭКГ.

безпечує можливість його публікації у вигляді Інтернет проекту.

Література

1. Ayatollahi A., Jafarnia Dabanloo N, McLernon D. C, Johari Majd V., Zhang. H. A comprehensive model using modified Zeeman model for generating ECG signals. Iranian Journal of Electrical & Electronic Engineering, April 2005; J(2): 88–94.
2. Thanom W., Loh R.N.K. Nonlinear Control of Heartbeat Models. Journal of Systemics, Cybernetics and Informatics, 2011; 9(1): 21–27.
3. McSharry P.E., Clifford G., Tarassenko L., Smith L.A. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. IEEE Transaction On biomedical Engineering, 2003;50(3):289–294.
4. Марценюк В. П., Андрущак І. Є. Програмне середовище фармако-кінетичних системних досліджень. «Искусственный интеллект» 2009 (3) : 126–131.

The software environment for creating of an artificial ECG

V. Marцениuk, R. Sarabun
I. Ya. Horbachevsky Ternopil State Medical
University, Ukraine

Abstract

The existing building models of artificial ECG are analyzed in this paper. A web-integrated software environment includes Java-class library that allows you to build artificial ECG signals based on the model of McSharry.

Key words: electrocardiogram, RR-interval, ECG, ECG model.

Листування

д.фіз./мат.наук, професор

В. П. Марценюк

Тернопільський державний медичний
університет імені І. Я. Горбачевського
вул. Чехова, 3/53
Тернопіль, 46003, Україна
ел. пошта: romasar86@gmail.com