

ПРИЛАДОБУДУВАННЯ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНІ ТЕХНОЛОГІЇ

INSTRUMENT-MAKING AND INFORMATION-MEASURING SYSTEMS

УДК 621.391.7+681.3.067:538.56

Б. Яворський, докт. техн. наук; В. Забитівський

Тернопільський державний технічний університет імені Івана Пулюя

ІДЕНТИФІКАЦІЯ МОРФОЛОГІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ КОМП'ЮТЕРНОЇ МОДЕЛІ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

Для вирішення проблеми достовірного, автоматичного передавання відомостей про ритміку роботи серця під час її телемоніторингу розроблено метод параметричної ідентифікації комп'ютерної моделі електрокардіосигналу (ЕКС), в рамках якої він відображається у віддаленому кардіоцентрі. Наведено метод визначення параметрів послідовності RR- інтервалів комп'ютерної моделі ЕКС в рамках стохастичної послідовності — математичної моделі ритмокардіограми (РКГ), отриманої у переносному реєстраторі пацієнта. Визначено характеристики вірогідності відображеного у кардіоцентрі ЕКС з варіабельною ритмікою, побудованого в рамках комп'ютерної моделі ЕКС за переданими параметрами ритмокардіограми.

B. Yavorskyu, V. Zabytivskyu

IDENTIFICATION OF MORPHOLOGICAL PARAMETERS OF COMPUTATIONAL MODEL OF ELECTROCARDIOSIGNAL

For resolving a problem to rich confidence and automation transmitting of messages about a heart rhythmic under its removed and mobile monitoring has been developed a method for parameters identification of a computational model of an electrocardiosignal (ECS) in the frame of which the ECS is represent in a removed cardio center. Is given method for the computational model of ECS RR-intervals sequence parameters determining in a stochastic sequence frame as a mathematical model of the rythmocardioigram (RCG) has been determined in a register is loaded a patient. Characteristics of confidence of the ECS with rhythm variability is represented in cardio center and was reconstructed in the frame of the ECS computational model on a base of transmitted RCG parameters is determined.

Вступ

Характеристики варіабельності серцевої ритміки (ВСР) є важливим, інтегральним показником стану серцево-судинної системи та психоемоційного стану людини [1]. Їх означення та методи визначення, що регламентовані у стандартах, наприклад, [2], знаходяться в рамках стохастичної, стаціонарної послідовності — математичної моделі послідовних значень RR- інтервалів електрокардіосигналу (ЕКС), тому їх визначають або як оцінки моментів функції нормального (гаусового) розподілу ймовірностей цих значень, або як оцінки кореляційної чи спектральної функції цієї послідовності.

У практиці медичного моніторингу ВСР все більшого застосування набувають системи його віддаленого, тривалого, мобільного варіанту [3, 4]. При цьому для передачі ЕКС застосовують радіоканали (наприклад, канали мобільного зв'язку). Проте

реалізувати режим автоматичного моніторингу не вдається, оскільки у цьому випадку виникають специфічні завади у каналах передачі ЕКС, який містить повідомлення про ВСР або ритмокардіограму (РКГ). Це вимагає відповідної оптимальної фільтрації повідомлення, відібраного шляхом демодуляції та декодування радіосигналу, для забезпечення автоматичного режиму моніторингу характеристик ВСР [5].

Раніше було досліджено концепцію математичного моделювання та побудовано математичні моделі РКГ в рамках періодично-корельованих випадкових послідовностей [6]. В рамках цієї концепції було досліджено один з методів оптимальної фільтрації повідомлення про варіабельність ритміки серця, коли РКГ є стаціонарною випадковою послідовністю та нестаціонарною, періодично корельованою послідовністю, побудовано відповідні оптимальні фільтри та метод визначення вірогідності оцінок показників ВСР, отриманих шляхом оптимальної фільтрації прийнятої РКГ [7].

Існує інший шлях зменшення спотворень сигналу у каналі його передачі. Він полягає у передаванні безпосередньо його числових параметрів — морфологічних (амплітудно-часових) чи спектральних, з наступною реконструкцією за ними і відтворенням (зокрема, візуалізацією) сигналу. Донедавна можливості радіоелектронної техніки при її застосуваннях для віддаленого, мобільного, автоматичного моніторингу стану природних об'єктів були обмеженими, сигнал відразу потрапляв у канал передачі — від сенсора через підсилювач узгодження, пристрій кодування, модулятор до підсилювача потужності і антену. Застосувати цей шлях для зменшення впливу завад було неможливо. Сучасна цифрова інтегральна електронна техніка уможливорює не тільки більш ефективну реалізацію названих функціональних блоків, але й обробку та аналіз ЕКС, що відкриває нові можливості.

У даній статті наведено результати дослідження вірогідності віддаленого, автоматичного моніторингу варіабельного ЕКС шляхом передавання показників його варіабельності, визначених на основі її математичної моделі, адекватної до послідовності RR- інтервалів ЕКС, автоматично визначених у переносному пристрої пацієнта. Розроблено метод визначення відповідних цій послідовності морфологічних (амплітудно-часових) параметрів комп'ютерної моделі ЕКС, призначених для передачі від пацієнта через канал мобільного зв'язку на віддалений кардіоцентр. Це уможливорює підвищення вірогідності відтвореного за цими параметрами ЕКС та його візуальний контроль, що важливо при затвердженні результату моніторингу лікарем.

1. Ідентифікація морфологічних параметрів комп'ютерної моделі ЕКС

1.1. Комп'ютерна (алгоритмічна) модель ЕКС. Дослідження виконано для комп'ютерної моделі генерування ЕКС автора R. Losad'и (Copyright 1988-2002, The MathWorks Inc., Revision: 1.1.6.1). Програма, яку в подальшому тексті будемо іменувати ECG, генерує PQRST-цикл ЕКС шляхом кусково-лінійної апроксимації його шаблону, заданого векторами значень амплітуд A та тривалостей D PQRST-циклу ЕКС:

$$A_i(D_i) = \{A_1(D_1), A_2(D_2), \dots, A_i(D_i), \dots, A_k(D_k)\}, \quad (1)$$

де i – номер компоненту вектора,
 k – кількість компонентів вектора.

При цьому здійснюється:

масштабування вектора по амплітуді $\max(A)$, тоді маємо:

$$a_i = A_i / \max(A); \quad (2)$$

масштабування тривалості PQRST-циклу до тривалості L :

$$d_i = D_i \cdot L / D_k; \quad (3)$$

апроксимація по амплітуді:

$$m_j = \{d_i, d_i + 1, \dots, d_{i+1} - 1\},$$

$$s_j = \frac{a_{i+1} - a_i}{d_{i+1} - d_i}, \quad (4)$$

$$X_{j+1} = a_i + s_j \cdot (m_j - d_i),$$

де $j = \{1, 2, \dots, k-1\}$.

Результатом роботи програми ECG є вектор амплітуд PQRST-циклу ЕКС X з кількістю елементів L . Реалізацію програми в середовищі Malab наведено в розділі 4.

Для отримання реального ЕКС потрібно визначити та передати компоненти векторів A та D — параметри кожного циклу реального ЕКС.

Значення періоду дискретизації ЕКС у переносному пристрої (наприклад, у мсек) та масштаб динамічного діапазону його значень (мВ) визначаються з врахуванням умови мінімального спотворення форми ЕКС та відповідних характеристик переносного пристрою.

Компоненти вектора параметрів визначаються шляхом оброблення ЕКС у переносному пристрої пацієнта.

1.2. Визначення морфологічних параметрів електрокардіосигналу у переносному пристрої пацієнта. Тип відведення ЕКС встановлюється методикою моніторингу. Далі ЕКС піддається попередній обробці для зменшення впливів на нього артефактів, трендів та шумів.

Морфологічні параметри ЕКС визначаються шляхом його опрацювання за евристичними алгоритмами, в основу яких покладені біофізіологічні фактори існуючого ЕКС. В досліджуваній комп'ютерній моделі ці фактори задано векторами A та D . Для передавання у кардіоцентр вибирається підмножина факторів, вибрана з врахуванням мети моделювання.

Для автоматичного, віддаленого, мобільного моніторингу характеристик варіабельності ритміки серця ця підмножина визначається одним компонентом — L (довжиною RR — інтервалу). Оскільки цей інтервал має змінну довжину, є варіабельним, то у переносному пристрої визначається послідовність цих інтервалів (RR-послідовність — ритмокардіосигнал), яка передається як коди окремих чисел, що значно підвищує завадостійкість. Можливе також передавання результату аналізу цієї числової послідовності в рамках адекватної їй математичної моделі, у кардіоцентр передаються тоді визначені таким чином параметри її характеристики чи сама характеристика. Якщо за математичну модель РКГ взято стаціонарну випадкову послідовність, то такою характеристикою є спектральна густина потужності, а якщо математичною моделлю РКГ є періодично корельована випадкова послідовність, то такою характеристикою є компоненти спектральної густини потужності. Тоді у кардіоцентр передаються або відповідні частотам дискретні значення спектральних густин потужності (матриця), або компоненти спектральної густини потужності (матриці, кількість яких визначається числом компонент). Отримані у кардіоцентрі дані слугують вихідними даними для відтворення РКГ чи реконструкції ЕКС.

2. Результати комп'ютерного моделювання

2.1. Комп'ютерне моделювання ЕКС з нестационарною варіабельною ритмікою. Програма комп'ютерної моделі, в подальшому іменована GECS, включає дані — довжину ЕКС, задану кількістю PQRST-циклів T , параметри варіабельності, що визначають довжину RR-інтервалів та цикл генерування послідовності RR-інтервалів, у якому міститься програма-генератор ЕКС ECG. Довжина кожного RR-інтервалу L_n задається генератором випадкових чисел з нормальним розподілом, реалізованим функцією *normrnd* програмного середовища Matlab, параметрами якої є фіксоване значення дисперсії σ та математичне сподівання μ , визначене виразом:

$$\mu_n = ML + AS \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot n / T_k), \quad (5)$$

де ML – математичне сподівання RR-інтервалу,
 AS – амплітуда варіабельності RR-інтервалу,
 T_k – період варіабельності RR-інтервалу,
 n – порядковий номер RR-інтервалу.

Генерований ЕКС отримується з (4) методом зміни масштабованої тривалості кожного PQRS-циклу $d_i(3)$, залежної від довжини RR-інтервалу L_n

$$X_{n,j+1} = a_i + s_{n,j} \cdot (m_{n,j} - d_{n,i}). \quad (6)$$

Реалізація коду програми GECS в середовищі Matlab наведена в розділі 4 даної статті.

На рис. 1 наведено ЕКС, генерований із застосуванням програми GECS (з нестационарною послідовністю RR-інтервалів), та ритмокардіограму (РКГ).

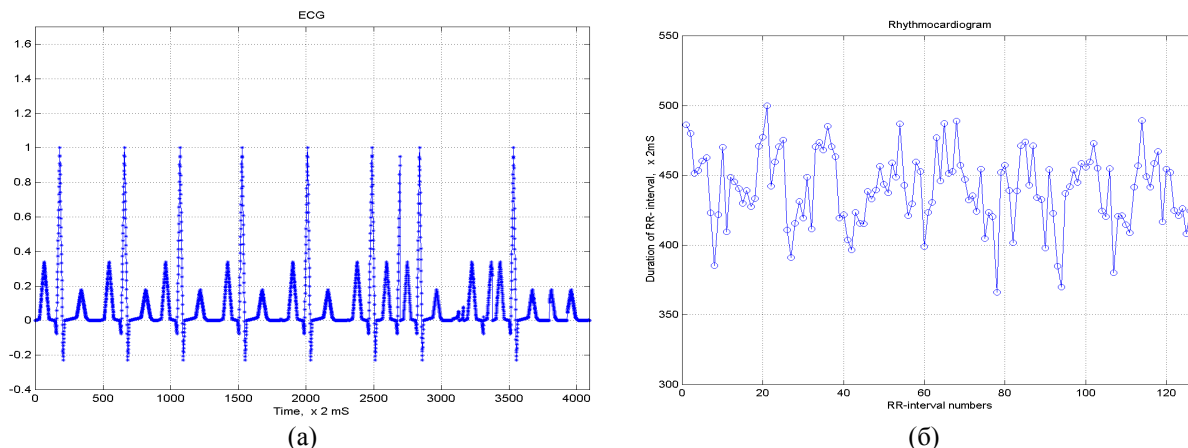


Рисунок 1 – Відтворені програмно за заданими морфологічними параметрами комп’ютерної моделі: (а) – ЕКС; (б) – послідовність RR-інтервалів електрокардіосигналу – РКГ

Ритмокардіограма визначалася програмно. Алгоритм побудови РКГ включає визначення для довільного номера відліку ЕКС його значення, пошуку (шляхом порівняння з заданим пороговим значенням ЕКС) початку рахування кількості відліків ЕКС (з врахуванням фронту R- зубця) до наступного такого значення відліку ЕКС.

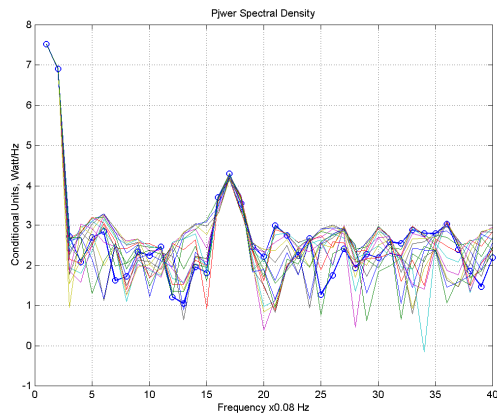
Період дискретизації ЕКС при наведених даних визначається величиною математичного сподівання RR-інтервалу $ML=440$, яку покладено бути рівною 880 мс. Вважається також, що амплітуда R- зубця складає 1 mV.

Ритмокардіосигнал (тривалість RR-інтервалу) визначається виразом параметру L комп’ютерної моделі. Для відтворення ЕКС у кардіоцентрі потрібно передати від переносного пристрою відбору ЕКС або значення RR-інтервалів (РКГ), або їх характеристику, наприклад, спектральну густину потужності. В останньому випадку у кардіоцентрі необхідно вирішити задачу реконструкції РКГ за її характеристикою (зворотну задачу).

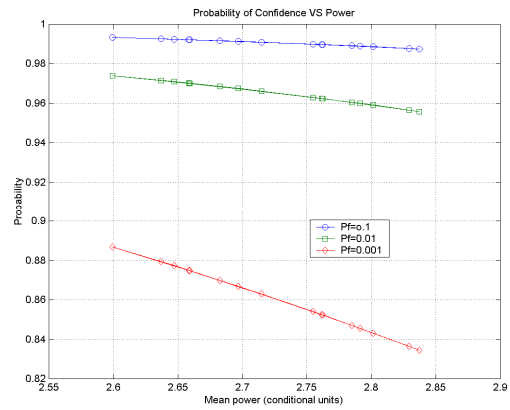
Програмні можливості для розв’язування зворотних задач надає, наприклад, середовище Matlab (version 7.0.1.24704, System Identification Toolbox).

3. Вірогідність результатів

Припустивши, що на ймовірність вірогідного відтворення ЕКС за переданими значеннями РКГ незначно впливає тільки визначення РКГ у переносному пристрої, то ця ймовірність майже рівна одиниці. Якщо ця гіпотеза не має підтвердження, то вірогідність відтвореного ЕКС чи РКГ визначається результатами статистичних випробувань. На рис. 2 наведено графіки спектральної густини потужності РКГ, побудовані застосуванням функції PSD до вибірок RR-інтервалів, визначених на відрізку T , та сім’ю графіків залежності ймовірності вірогідного відтворення ЕКС чи РКГ від середньої потужності спектральної густини при різних значеннях ймовірності помилки.



(а)



(б)

Рисунок 2 – Ансамбль оцінок спектральної густини потужності РКГ (а) та сім'я графіків імовірності достовірної оцінки спектральної густини потужності (б) – середнє значення потужності при різних заданих імовірностях помилки

Значення порогів ν для визначення імовірності p_d вірогідного відтворення ЕКС для заданих ймовірностей p_f помилки шукаються за результатами „навчального” дослідження (верифікації) компютерної моделі ЕКС. Об’єктом такого дослідження взято РКГ — її спектральну густину потужності. За значеннями дисперсії s_d середньої повної потужності еталонної (навчальної) РКГ пацієнта, визначеної в амбулаторії, отримано значення відповідних порогів:

$$\nu(k) = \sqrt[4]{s_d} \cdot F^{-1}(p_f, 0, 1) + \sqrt{s_d}, \quad (7)$$

де F – функція *norminv* з Matlab, у якій функція розподілу ймовірностей оцінки середньої повної потужності еталонної РКГ припускалася гаусовою.

Ймовірності вірогідного відтворення ЕКС p_d при різних дисперсіях оцінки спектральної густини потужності визначалися для різних значень імовірностей помилки:

$$p_d = F(\nu - mpsd, 0, 1), \quad (8)$$

де F – функція *normcdf* з Matlab,

$mpsd$ – математичне сподівання спектральної густини потужності

4. Основні елементи програмної реалізації в середовищі Matlab

4.1 Лістинг програми ECG

```

a0 = [0,1,40,1,0,-34,118,-99,0,2,21,2,0,0,0]; ЕКС
d0 = [0,27,59,91,131,141,163,185,195,275,307,339,357,390,440]; % Шаблон PQRST- циклу, (1)
a = a0 / max(a0); % Масштабування по амплітуді, (2)
d = round(d0 * L / d0(15)); % Масштабування тривалості
d(15)=L; % PQRST – циклу до L точок, (3)
for i=1:14,
    m = d(i) : d(i+1) - 1;
    slope = (a(i+1) - a(i)) / (d(i+1) - d(i));
    x(m+1) = a(i) + slope * (m - d(i)); %Масив значень PQRST- циклу, (4)
end
    
```

4.2 Лістинг програми GECS, реалізованої за формулами (5), (6).

```

T=1024; %Кількість PQRST- циклів
ML=440; %Математичне сподівання RR- інтервалу
AS=20; %Амплітуда варіабельності
Tk=16; %Період варіабельності
DL=20; %Дисперсія RR- інтервалу
for j=1:T
    L= round(normrnd(ML+AS*sin(2*3.14*j/Tk),DL)); %Довжина RR- інтервалу
    y(j)=L; %Ритмокардіограма
end
    
```

```
*-----*
*                               *
*                               *
*-----*
end
```

4.3 Програмна реалізація визначення порогів за формулою (7)

```
for k=1:3,
    pf=1-(10^(k-1))*0.001;          %pf — ймовірність помилки
    v(k)=sqrt(sqrt(sd))*norminv(pf,0,1)+sqrt(sd);  %v – порогои; sd – дисперсія
end
```

4.4 Програмна реалізація визначення ймовірності вірогідного відтворення ЕКС за формулою (8)

```
for i=1:3          %вибір порогу v
    for j=1:16     %відбір залежності частота-спектральна густина потужності
        for l=1:32 %відбір значень спектральних густин потужності
            msd(l)=psdreg(j,l); %psdreg — матриця спектральних густин потужності
        end
        mpsd=abs(sum(msd')/32);
        pd(i,j)=normcdf(v(i)-mpsd,0,1);
        rank(pd);
    end
end
```

Висновки

Параметрична ідентифікація досліджуваної комп'ютерної моделі ЕКС в рамках адекватних математичних моделей морфологічних параметрів модельованого ЕКС, побудованих на єдиній концептуальній основі, шляхом автоматичного передавання характеристик варіабельності ЕКС з чи без патологічних ознак уможливорює відтворення цього ЕКС на віддаленому кардіоцентрі з прогнозованою вірогідністю. Це уможливорює також застосування комп'ютерної моделі для перевірки якості роботи автоматизованих діагностичних систем, у процесі навчання чи підвищення кваліфікації лікарів-кардіологів тощо.

Дослідження виконано за темою „Дослідження методів та засобів виявлення евентуальних, циклічних та ритмічних біосигналів”, державний реєстраційний номер 0106U002062.

Література

1. Heart rate variability: Malik M, Camm AJ (eds.) Armonk, NY: Futura Publishing Company Inc., 1995.- 331p.
2. Вариабельность сердечного ритма: Стандарты измерения, физиол. интерпретации и клин. использования. - СПб.: ИНКАРТ, 2000. - 65 с.
3. Mobile outpatient cardiac telemetry // Brochure.- CARDIONET, Inc.- <http://www.cardionet.com/how.html>.
4. Компьютерные комплексы для функциональной диагностики // Система голтеровского мониторингирования. Руководство пользователя.- Харьков: ХАИ-МЕДИКА.- Научно-технический центр радиоэлектронных медицинских приборов и технологий, 2006.-<http://www.xai-medica.com/>.
5. Бачинський М.В. Врахування впливу каналу зв'язку у системі мобільного моніторингу ритміки серцевих скорочень // Відбір та обробка інформації, №25 (101), 2006.-С.137-142.
6. Драган Я.П., Яворський Б.І., Яворська Є.Б. Концепції і принципи побудови моделей для означення метрологічних характеристик ритміки кардіосигналів// Вісник державного університету "Львівська політехніка". - Сер. Радіоелектроніка та телекомунікації. - 2002. - № 443. - С. 252-261.
7. Яворський Б.І., Бачинський М.В., Фалендиш В.В. Підвищення вірогідності телевимірювань показників варіабельності серцевого ритму в системах мобільного голтерівського моніторингу // Український журнал телемедицини та медичної телематики.- Т.5.- №1, 2007.- С.45-50.

Одержано 05.06.2008 р.