

Моделиране на ЕКГ сигнал за електронен мониторинг на кардиологични сигнали с цел превантивен контрол

Анелия Манукова, Мария Тополова, Мая Грозева

Modeling of the ECG signal for electronic monitoring of cardiac signals in order preventive control: Proposed is a mathematical model to model the ECG curve to assess and analyze the signal in preventive control or training. The proposed structure can be used during and after the rehabilitation period and monitoring the patient's condition and the medical personnel responsiveness.

Key words: electrocardiographic signal, monitoring, electronic system.

ВЪВЕДЕНИЕ

Нарастващият интерес към използването на специализирани преносими устройства в медицинската техника за превантивен неинвазивен контрол на биологичните показатели и двигателната активност на индивида след прекаран инфаркт е една от задачите на медицинската електроника, която изисква непрекъснато развитие и усъвършенстване чрез интелигентни сензори, моделиране и оценка. Факторите – обработка на данни в реално време, свободата на движение на пациента спрямо апаратурата, са приоритетни при изграждането на специализираните системи. Развитие на електрониката позволяват интегрирането на сензори, микроконтролери и радио интерфейси в компактна преносима форма, и дава възможност за непрекъснато следене на физиологични параметри на пациенти с кардиологични заболявания по време и след рехабилитация с цел бърза и адекватна реакция при критични промени в техните стойности.

Електрокардиографските системи за превенция е необходимо да следят електрокардио сигналите (ЕКГ), торакален импеданс, пейсинг, артефакт, както и да пренасят информацията във подходяща форма [3,4]. В съвременните ЕКГ системи се използват специализирани устройства за последваща обработка чрез външно DSP, микропроцесор или FPGA, с което се позволява мащабиране на съотношението сигнал/шум.

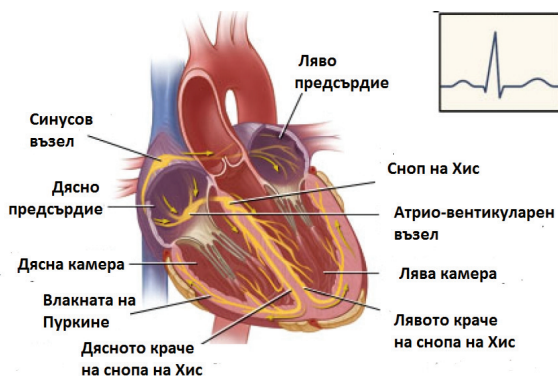
Целта на настоящата статия е да се представи метод за моделиране и анализ на кардиологични сигнали за превантивен контрол по време и след рехабилитационния период за осигуряване на активна връзка между пациент и лекар.

МОДЕЛИРАНЕ НА ЕКГ СИГНАЛ

Електрокардиографията (ЕКГ) е метод за регистрация на биопотенциалите на електрическото поле на повърхността на тялото при изследване на функционирането на сърдечния мускул. Електрокардиограмата като сложно колебание (фиг.1) може да се разложи на прости колебания, като основните тактови генератори на сърцето за извършване на съкращенията на миокарда са: синусов възел, AV възелът и влакната на Пуркине [3,5]. В електрокардиограмата отделните вълни се проявяват в относително постоянни параметри, като изключение правят екстрасистолите, появяващи се епизодично в един или няколко сърдечни цикла. Екстрасистолите представляват деформирани или преждевременни QRS комплекси, предизвикани от друг център на възбуждане, преди появата на нормалния сигнал от синусовия възел.

С цел моделиране на ЕКГ сигнал е избран метод с интерполация по зададена мрежа при различна честота на дискретизацията [5,6]. Този подход и метод се използват при изграждане на различни системи за мобилен мониторинг за получаване на кривата на сърдечната активност на пациент, както и налични патологии.

За възстановяването на сигнала са избрани 15 точки, като за работна среда е използвана програмната среда MATLAB.



Фиг.1. Структурна схема на сърдечния мускул

Предлаганата методика на ЕКГ симулатор създава ЕКГ вълни с различни параметри и предлага възможност за симулиране на патологични състояния, като позволява да се анализират и изучават нормалните и патологичните ЕКГ вълни без активното използване на реален ЕКГ апарат. При моделирането на сигнала се използва дискретна трансформация на Фурие.

Всички периодични функции, които отговарят на условие на Дирихле, се изразят като серия от скаларни величини от синус и косинус серия от мащабни отношения на честотите, които се появяват като кратна на основната честота – изрази от (1) до (4) [1,2,12].

$$f(x) = \frac{A_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(A_n \cdot \cos \frac{n\pi x}{t} \right) + \sum_{n=1}^{\infty} \left(B_n \cdot \sin \frac{n\pi x}{t} \right) \quad (1)$$

$$A_0 = \frac{1}{t} \int_T f(x) dx, \quad (2)$$

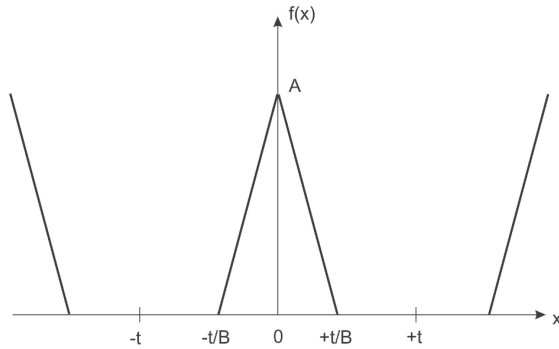
$$A_n = \frac{1}{t} \int_T f(x) \cdot \cos \frac{n\pi x}{t} dx, \quad n = 1, 2, 3... \quad (3)$$

$$B_n = \frac{1}{t} \int_T f(x) \sin \frac{n\pi x}{t} dx, \quad n = 1, 2, 3... \quad (4)$$

ЕКГ сигналът е типичен представител и отговаря на условията на Дирихле, защото е периодичен с основна честота, определяща импулса на сърцето.

Математическо представяне

Единичният период на всеки ЕКГ сигнал е съставен от триъгълни и синусоидални вълни. Всяка важна част на ЕКГ сигнала се представя чрез изместени и мащабиращи вълни. За фиг.2 QRS, Q и S участъците на ЕКГ сигнала са представени с триъгълна форма на вълната. Аналогично е и за P, T и U участъците [3,6,8]. След като се генерира всеки един от тези участъци, и се използва принципа на суперпозицията, се получава пълния ЕКГ сигнал.



Фиг.2. Модел на QRS комплекс от структурата на ЕКГ сигнал

Математическият модел за моделиране на участъка QRS от ЕКГ кривата чрез израз (1), се представя в следната последователност:

$$f(x) = -\frac{BAx}{t} + A, \quad 0 < x < \frac{t}{B} \quad (5)$$

$$f(x) = \frac{BAx}{t} + A, \quad -\frac{t}{B} < x < 0 \quad (6)$$

$$A_0 = \frac{1}{t} \int_T f(x) dx = \frac{A}{B} \cdot (2 - B) \quad (7)$$

$$A_n = \frac{1}{t} \int_T f(x) \cdot \cos\left(\frac{n\pi x}{t}\right) dx = \frac{2BA}{n^2 \pi^2} \cdot \left(1 - \cos\left(\frac{n\pi}{B}\right)\right) \quad (8)$$

$$B_n = \frac{1}{t} \int_T f(x) \cdot \sin\left(\frac{n\pi x}{t}\right) dx = 0, \quad \text{защото е четна функция} \quad (9)$$

$$f(x) = \frac{A_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(A_n \cdot \cos\left(\frac{n\pi x}{t}\right) \right) \quad (10)$$

Математическият модел за моделиране за R-участъка от ЕКГ кривата чрез израз (1), се представя в следната последователност:

$$f(x) = \cos\left(\frac{\pi Bx}{2t}\right), \quad -\frac{t}{B} < x < \frac{t}{B} \quad (11)$$

$$A_0 = \frac{1}{t} \int_T \cos\left(\frac{\pi Bx}{2t}\right) dx = \frac{A}{2B} \cdot (2 - B) \quad (12)$$

$$\begin{aligned} A_n &= \frac{1}{t} \int_T \cos\left(\frac{\pi Bx}{2t}\right) \cdot \cos\left(\frac{n\pi x}{t}\right) dx = \\ &= \frac{2BA}{n^2 \pi^2} \cdot \left(1 - \cos\left(\frac{n\pi}{B}\right)\right) \cdot \cos\left(\frac{n\pi x}{t}\right) \end{aligned} \quad (13)$$

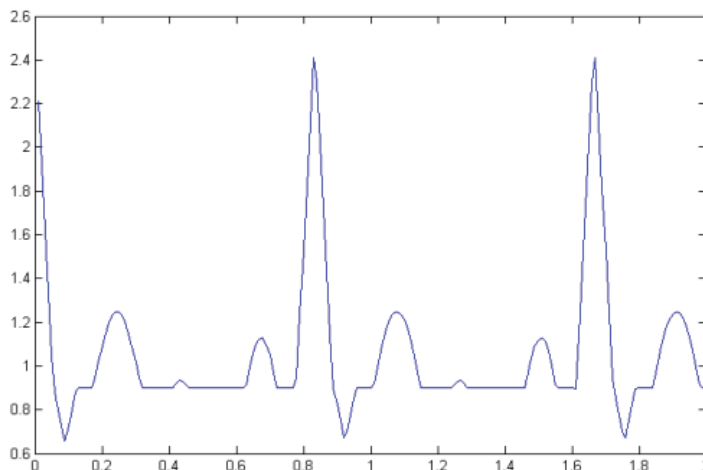
$$B_n = \frac{1}{t} \int_0^t \cos\left(\frac{\pi Bx}{2t}\right) \cdot \sin\left(\frac{n\pi x}{t}\right) dx = 0, \text{ четна функция} \quad (14)$$

$$f(x) = \frac{A_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} \left(A_n \cdot \cos\left(\frac{n\pi x}{t}\right) \right) \quad (15)$$

Аналогично е описанието на останалите участъци от електрокардиограмата.

АНАЛИЗ НА РЕЗУЛТАТИТЕ

За тестване на ЕКГ симулатора са избрани изходни данни, типични за съответните вълни при здрав пациент: сърдечен ритъм 70, амплитуди на: Р вълна 23mV; R вълна 1,50mV; Q вълна 0,027mV; Т вълна 0,35mV; продължителност: P-R интервал 0,15s; S-T интервал 0,2s; Р интервал 0,1s; QRS интервал 0,10s. Графиката на полученият сигнал е представена на фиг.3.



Фиг.2. Моделиран и симулиран ЕКГ сигнал

Моделираният сигнал следва точно спецификата на работа на сърцето и отчита настъпилите измененията на отделните структури. Полученият сигнал е основа за сравнителен анализ при специфични заболявания с цел превантивен контрол или обучение.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Представена е методика за моделиране на кардиологични сигнали.

Предложеният математически модел за моделиране на ЕКГ кривата предоставя възможност за оценка и анализ на сигнала при превантивен контрол или обучение.

Предложената структура може да се използва по време и след рехабилитационния период за проследяване състоянието на пациента и своевременна реакция на медицинския персонал.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Айфичер Э. С., Джервис Б. У. Цифровая обработка сигналов: практической подход, 2-е изд.: Пер. с англ. — М.: Вильямс, 2004. — 992 с.
- [2] Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных / Пер. с англ. д-ра физ.-мат. наук. В. Е. Привальского; Под ред. И. Н. Коваленко. — М.: Мир, 1989. — 540 с.
- [3] Манукова А. Медицинска електроника, Издателски център на РУ „А. Кънчев“, Русе, 2011, 285 стр.
- [4] Олейник В.П., С.Н. Кулиш. Аппаратные методы исследований в биологии и медицине, Нац. аэрокосм. ун-т “Харьк. авиац. ин-т”, Харьков, 2004
- [5] Рычкова А. Ю., Цибульский В. Р., Сергейчик О. И., Копылова Л. Н. Спектральный анализ нормальной ЭКГ // Вестн. аритмологии. — 2004. — № 35. — С. 52.
- [6] Хан М. Г. Быстрый анализ ЭКГ: Пер. с англ. — СПб.; М.: Невский диалект: БИНОМ, 1999. — 286 с.
- [7] AAMI, American National Standard, Safe Current Limits for Electromedical Apparatus (ANSI/AAMI ES1-1993). Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1993.
- [8] Dobrev D. Two-electrode low supply voltage electrocardiogram signal amplifier. Medical & Biological Engineering & Computing, 42(2): 272–6, 2004.
- [9] Dobrev D. P., T. Neycheva, and N. Mudrov, “Bootstrapped two-electrode biosignal amplifier”, Med. Biol. Eng. Comput., 2008, 46(6), 613–619.
- [10] Enrique Company-Bosch, Eckart Hartmann, „ECG Front-End Design is Simplified with MicroConverter”, Analog Dialogue Volume 37, Number 11, 2003.
- [11] Firth J. and Errico P., “Low-Power, Low-Voltage IC Choices for ECG System Requirements,” Analog Dialogue, Volume 29, Number 3, 1995.
- [12] Malmivuo J., R.Plonsey. Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Field. New York, Oxford, 1995.
- [13] Prutchi D., Norris M. “Design and Development of Medical Electronic Instrumentation: A Practical Perspective of the Design, Construction and Test of Medical Devices”, Wiley-Interscience 2004.

За контакти:

Доц. д-р инж. Анелия Манукова, катедра “Електроника”, Русенски университет “Ангел Кънчев”, тел.: 082/ 888 366, e-mail: amanukova@uni-ruse.bg

Маг. инж. Мая Грозева, катедра “Електроника”, Русенски университет “Ангел Кънчев”, тел.: 082/ 888 682, e-mail: maia.grozeva.bg@gmail.com

Маг. инж. Мария Топалова, катедра “Електроника”, Русенски университет “Ангел Кънчев”, тел.: 082/ 888 682, e-mail: meri_top@mail.ru

Докладът е рецензиран.