

Литература

1. William E. Lorensen, Harvey E. Cline: Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm // In: Computer Graphics. 1984. Vol. 21, N 4.
2. The NA-MIC Kit: ITK, VTK, Pipelines, Grids and 3D Slicer as an Open Platform for the Medical Image Computing Community / S. Pieper, B. Lorensen, W. Schroeder, R. Kikinis // Proceedings of the 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro. 2006. Vol. 1. P. 698–701.
3. Filling Holes in Triangular Meshes by Curve Unfolding / A. Brunton, S. Wuhler, C. Shu [et al.] // Shape Modeling and Applications. IEEE International Conference. 2009. P. 66–72. [Электронный ресурс, дата обращения 15.03.2012] <http://hdl.handle.net/1721.1/53749>.
4. Staib H. L. Model-based Deformable Surface Finding for Medical Images // IEEE transaction on medical imaging. 1996. Vol. 5. N 5. P. 720–731.
5. Law M., Chung A. A Deformable Surface Model for Vascular Segmentation // Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI). 12th International Conference. London, 2009. P. 59–67.
6. Пеккер Я. С., Бразовский К. С., Фокин А. В. Применение высокопроизводительных параллельных вычислений для решения задач электроимпедансной томографии // Биотехносфера. 2010. № 5–6. С. 25–29.

УДК 612.172.4+303.717

Е. С. Якушенко, аспирант

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

Программа моделирования ЭКГ в среде LabVIEW

Ключевые слова: имитатор ЭКГ, вариабельность сердечного ритма, LabVIEW.

Key words: ECG imitator, heart rate variability, LabVIEW.

Представлен программно-аппаратный комплекс, формирующий искусственную электрокардиограмму. В основе программы лежат алгоритмы формирования морфологии QPRST-комплекса и вариабельности сердечного ритма. Комплекс способен отображать сигнал ЭКГ на дисплее компьютера, выводить его через ЦАП и записывать в файл. Есть возможность работы с записями ЭКГ в формате MIT-BIH.

Введение

В настоящее время существует множество различных методик, аппаратных и программных средств для регистрации и обработки сигналов электрокардиограммы (ЭКГ). Извлечение полезной клинической информации из реальной ЭКГ требует надежных технологий обработки сигнала. Они включают обнаружение R-зубца, измерение частоты сердечных сокращений и частоты дыхания по ЭКГ, определение параметров вариабельности сердечного ритма (BCP) — VLF, LF, HF и LF/HF и т. д. [1]

Существует необходимость сравнения различных методов обработки кардиосигналов между

собой для выбора оптимального и наиболее подходящего алгоритма для решения поставленных задач. Также бывает трудно понять, как будут меняться эффективность и надежность этих методов в различных клинических условиях при широком диапазоне уровня шума и частот дискретизации [1].

Такая оценка возможна при наличии реальных сигналов ЭКГ [1], но не всегда имеется возможность снимать сигнал ЭКГ с пациента. Также реальные сигналы могут не обладать необходимыми характеристиками. Данная задача может быть решена путем создания программного комплекса, который способен был бы генерировать реалистичный искусственный сигнал ЭКГ. Разработка такой системы и является целью данной работы.

Методы решения

В основе программы лежит модель формирования морфологии PQRST-комплекса, описанная в работах [1, 2]. Модель основана на системе из трех простых дифференциальных уравнений (1). Она генерирует траекторию в трехмерном пространстве с координатами (x, y, z) . В течение каждого сокращения сердца ЭКГ имеет квазипериодичную волновую форму, представленную зубцами P, Q,

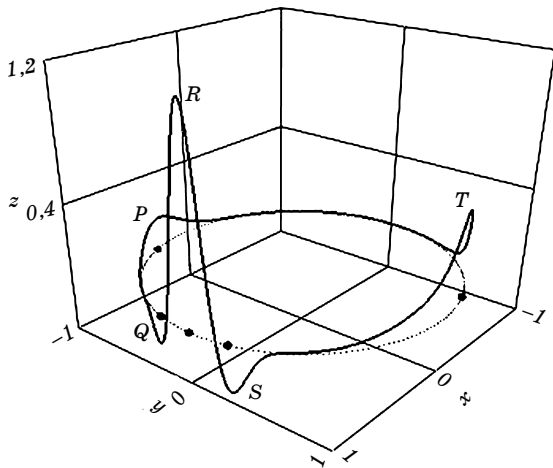


Рис. 1 Типичный график PQRST-комплекса, сформированного моделью. Траектория, двигаясь по единичной окружности (точечная линия), описывает зубцы кардиоцикла. Положения максимумов зубцов обозначены черными точками на единичной окружности

R , S и T (рис. 1). Эта квазипериодичность отражена движением траектории по окружности единичного радиуса, лежащей в плоскости (x, y) . Каждое сокращение сердца соответствует одному циклу вращения по этой окружности. Морфология ЭКГ определяется последовательностью гауссовых кривых, описывающих волновую форму PQRST в направлении оси z . Углы θ_P , θ_Q , θ_R , θ_S , θ_T определяют положение максимумов P , Q , R , S и T -зубцов соответственно:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \alpha x - \omega y; \\ \dot{y} &= \alpha y + \omega x; \\ \dot{z} &= - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T^-, T^+\}} \alpha_i \Delta \theta_i \exp[-\Delta \theta_i^2 / (2b_i^2)], \quad (1) \end{aligned}$$

где $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$; $\Delta \theta_i = (\theta - \theta_i)$, $\theta = \text{atan2}(y, x)$, $\omega = 2\pi/RR$ — угловая скорость движения по окружности: RR — длительность RR -интервала, с. Коэффициенты α_i определяют амплитуду пиков, β_i — ширину (длительность) пиков (табл. 1). Выходной моделируемый сигнал является вертикальной компонентой в трехмерной динамической системе (1).

Необходимо отметить, что T -зубец часто является асимметричным, поэтому для правильного моделирования этой асимметрии требуются два распределения Гаусса — T^- и T^+ [2].

Модель формирования морфологии PQRST-комплекса была модифицирована таким образом, чтобы учесть особенности ее реализации в среде LabVIEW. Единичная окружность в программе моделируется системой тригонометрических уравнений:

$$\begin{aligned} x_j &= \cos(j2\pi f T_d); \\ y_j &= \sin(j2\pi f T_d); \\ j &= 0, 1, \dots, N-1, \end{aligned} \quad (2)$$

Таблица 1

Морфологические параметры модели ЭКГ с параметром модуляции

Индекс i	P	Q	R	S	T^-	T^+
θ_i , рад	$-\frac{\pi\sqrt{\alpha}}{3}$	$-\frac{\pi\alpha}{12}$	0	$\frac{\pi\alpha}{12}$	$\frac{5\pi\sqrt{\alpha}}{9} - \frac{\pi\sqrt{\alpha}}{60}$	$\frac{5\pi\sqrt{\alpha}}{9}$
α_i	0,8	-5,0	30,0	-7,5	$0,5\alpha^{2,5}$	$0,75\alpha^{2,5}$
β_i	0,2\alpha	0,1\alpha	0,1\alpha	0,1\alpha	$0,4\alpha^{-1}$	0,2\alpha

где T_d — период дискретизации, $f = 1/RR$ — мгновенная ЧСС (уд./с); $N = RR/T_d$ — размерность массива значений.

PQRST-комплекс описывается гауссовыми кривыми следующим образом:

$$\begin{aligned} z_j &= \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} \frac{\alpha_i}{\sqrt{2\pi}\sigma_i} e^{-\frac{(\theta_j - \theta_i)^2}{2\sigma_i^2}}; \\ \theta_j &= \text{atan2}(y_j, x_j). \end{aligned} \quad (3)$$

Ширина QRS-комплекса уменьшается при увеличении сердечного ритма [2]. Эти изменения моделируются путем корректировки ширины гауссовых кривых в (3) и расположения углов θ_i при помощи параметра модуляции α , зависящего от сердечного ритма. Параметр модуляции определяется как $\alpha = \sqrt{h_{\text{mean}}/60}$, где h_{mean} — среднее значение сердечного ритма, выраженное в уд./мин (табл. 1).

На рис. 2 представлен фрагмент сформированного кардиосигнала с ЧСС = 60 уд./мин.

Вариабельность сердечного ритма (BCP) моделируется путем создания модели сигнала водителя ритма, обладающей частотными свойствами, характерными для сигнала BCP в норме: концентрация мощности в диапазонах частот VLF (0,003–0,04 Гц), LF (0,04–0,15 Гц) и HF (0,15–0,4 Гц). Для этого в трех указанных диапазонах частот формируются три огибающие функции спектральной плотности мощности (СПМ) в форме гауссовых кривых (рис. 3), центр каждой из которых расположен в середине соответствующего диапазона частот, а значения на границах диапазона составляют приблизительно 1 % от максимума для данной кривой.

Масштаб каждой из трех кривых был выбран так, чтобы площадь под ней равнялась 500, что соответствует порядку наблюдаемых в норме значений показателей BCP VLF, LF и HF, измеренных в квадратных микросекундах [3]. Последовательность RR -интервалов, соответствующая рассчитанному сигналу, была сгенерирована с использованием концепции модели порождения сигнала сердечного ритма, известной как IPFM (Integral Pulse Frequency Modulation, интегральная импульсно-частотная модуляция) [4]. Она заключается в следующем: с каждым новым отсчетом сигнала

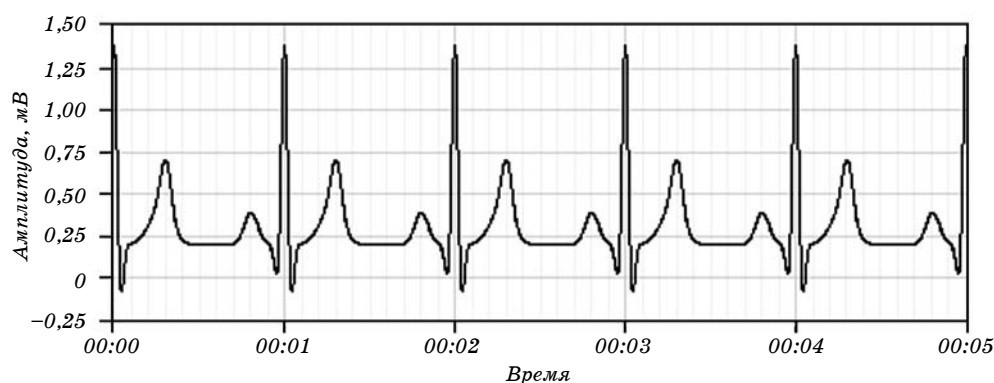


Рис. 2 | Пример графика сформированного кардиосигнала

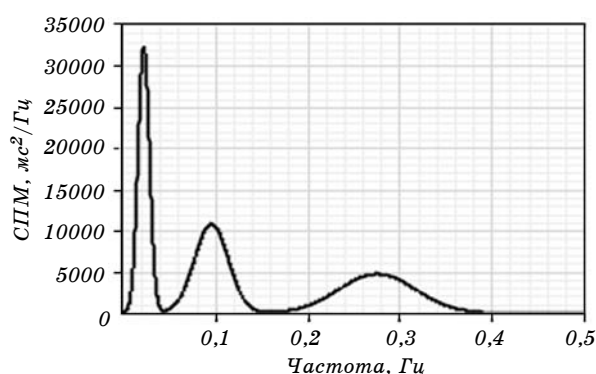


Рис. 3 | Пример графика СПМ сигнала водителя ритма для моделирования ВСП

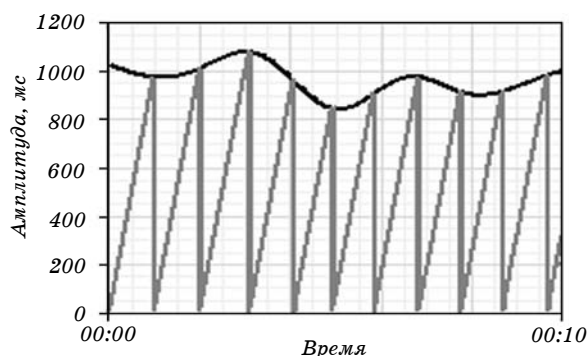


Рис. 4 | Иллюстрация процесса формирования значений RR -интервалов. Линия черного цвета — функция водителя ритма. Пилообразная серая линия — график формирования значений RR -интервалов

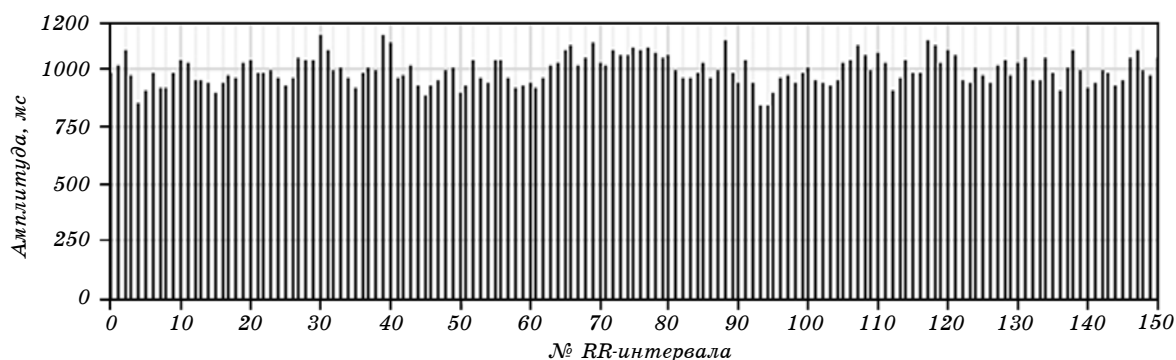


Рис. 5 | Фрагмент графика сформированной последовательности RR -интервалов

водителя ритма происходит накопление текущего значения RR -интервала. Как только накапливаемое значение достигает уровня сигнала, оно принимается за длительность текущего RR . Затем алгоритм переходит к следующей итерации (рис. 4).

Фрагмент сформированной последовательности RR -интервалов показан на рис. 5.

В генераторе искусственного кардиосигнала предусмотрено формирование некоторых шумов и помех, характерных для реальных сигналов ЭКГ. К таким помехам относятся дрейф изолинии, вызванный дыханием и поляризацией электродов; белый шум с задаваемым отношением сигнал/помеха и частотой среза спектра шума; сетевая наводка. На рис. 6 представлен фрагмент кардиограммы, сформированный генератором.

Выходной сигнал ЭКГ отображается на дисплее компьютера, может быть записан в файл или выведен через цифроаналоговый преобразователь (ЦАП). Для вывода сигнала ЭКГ через ЦАП была использована рабочая станция NI ELVIS (Educational Laboratory Virtual Instrumentation Suite — учебная лабораторная станция виртуальных приборов). NI ELVIS содержит 16-разрядный цифроаналоговый преобразователь и два канала для вывода аналогового сигнала (рис. 7). Программа также сможет работать и с другим оборудованием National Instruments, имеющим в своем составе ЦАП.

В программе предусмотрена возможность для работы с записями ЭКГ в формате базы данных MIT-BIH, которая является общепринятым стан-

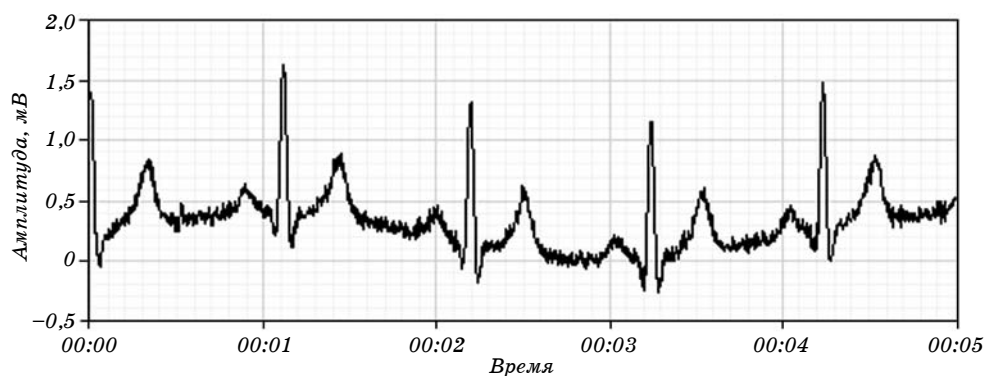


Рис. 6 Пример графика ЭКГ с помехами



Рис. 7 Рабочая станция NI ELVIS

дартом для тестирования информационных систем обработки ЭКГ. База находится в открытом доступе на сайте <http://www.physionet.org>. Программа позволяет загружать записи ЭКГ вместе с аннотацией к ним, отображать их на дисплее и выводить в аналоговом виде через ЦАП.

Заключение

Описанная модель была реализована в виде программно-аппартного комплекса на основе среды программирования LabVIEW с использованием аппаратуры ввода-вывода сигналов ELVIS фирмы National Instruments.

Комплекс предназначен для моделирования сердечного ритма в норме. Оператору предоставляется возможность регулировать важные диагностические параметры, включающие в себя среднее значение ЧСС, амплитудные и временные параметры морфологии *PQRST*-комплекса, параметры *BSP — VLF, LF, HF* и *LF/HF*. Настройка этих параметров может осуществляться как непосредственно перед началом работы генератора, так и во время генерирования ЭКГ.

В отличие от других более простых программных и аппаратных имитаторов ЭКГ, у которых сигнал генерируется повторением одной определенной формы кардиоцикла с различной частотой, что не соответствует изменениям в реальном сигнале, данная программа генерирует более реалистичный сигнал. Это заключается в возможности задания изменчивости морфологии кардиоцикла в зависимости от ЧСС, наложении на сигнал помех, характерных для реальных сигналов ЭКГ, а также в воспроизведении определенного характера динамики сердечного ритма, проявляющейся в вариабельности интервалов между сокращениями сердца (*RR*-интервалов).

Также в генераторе предусмотрена возможность воспроизведения стандартных сигналов ЭКГ из специальных баз данных реальных сигналов.

Для разработчиков средств автоматического анализа ЭКГ генератор может оказаться полезным для определения чувствительности и эффективности разрабатываемого ими средства, а также для проверки того, как оно будет реагировать на различные изменения параметров непосредственно во время его работы. Также данный генератор может использоваться в образовательном процессе.

Литература

1. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals / P. E. McSharry, G. Clifford, L. Tarassenko, L. A. Smith // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2003. N 50 (3). P. 289–294.
2. Clifford G. D., Azuaje F., McSharry P. E. *Advanced Methods and tools for ECG Data Analysis* // Artech House. 2006. 384 p.
3. Калиниченко А. Н. О точности и достоверности спектральных методов расчета показателей вариабельности сердечного ритма // *Информационно-управляющие системы*, 2007. № 6. С. 41–48.
4. Hyndman B. W., Mohn R. K. A Pulse Modulator Model of Pacemaker Activity: Digest of the 10th Int. Conf. on Med. & Biol. Eng. Dresden, 1973. P. 223.