

А. А. САВОСТИН, В. П. ИВЕЛЬ

**МОДЕЛИРОВАНИЕ ТИПИЧНОГО
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА ЧЕЛОВЕКА**

Несмотря на динамичное развитие методов диагностики и лечения патологий сердечно-сосудистой системы, одним из основных остается анализ электрокардиосигнала (ЭКС) с помощью электрокардиограммы (ЭКГ). ЭКС представляет собой разность потенциалов, изменяющуюся во времени в соответствии с колебаниями величины и направления электрического поля, возникающего между различными точками на поверхности тела при возбуждении и реполяризации сердца [1]. Таким образом, ЭКС отражает характер функционирования сердечной мышцы. Его регистрация с последующим извлечением полезной информации – это диагностическая задача, позволяющая в реальном времени анализировать отклонения формы сигнала от нормы и проводить непрерывное слежение за ритмом сердцебиений.

Параллельно с выполнением диагностической задачи возникает ряд трудностей, которые легко решаются без использования реальных ЭКС, фиксируемых в клинических условиях. К примеру, при построении электрокардиологических систем распознавания могут потребоваться эталонные модели ЭКС, принадлежащие к разным классам патологий. Модель ЭКС человека эффективна при оценке алгоритмов расчета статистических данных, с ее помощью можно сравнивать различные методы обработки сигнала. Синтез ЭКС может быть выполнен с произвольными частотами выборки и уровнями шума, это позволяет оценить эффективность работы кардиологического оборудования. При метрологическом контроле аппаратной и/или программной частей

современного электрокардиографа также целесообразно использовать модель ЭКС для соблюдения принятых стандартов.

Имитация ЭКС экономит время и устраняет трудности, сопутствующие инвазивным и неинвазивным методам регистрации реальных сигналов, дает возможность получения нормальной и патологической формы ЭКС без использования электрокардиографа, позволяет получать морфологические элементы электрокардиограммы практически любой амплитуды и длительности.

Изложенное делает актуальным создание модели типичного ЭКС человека, отражающего биоэлектрическую активность сердца. При этом необходимо решить так называемую обратную задачу кардиологии с позиции биотехнического подхода к кардиологическим исследованиям. Ее формулировка может состоять из двух частей:

- построение модели по известным типичным отклонениям морфологических признаков электрокардиограммы;
- определение математической модели ЭКС как суммарной равнодействующей электрической активности (трансмембранных потенциалов) отдельных клеток миокарда.

Смысл второй части заключается в следующем: заданы электрические генераторы сердца на протяжении сердечного цикла, требуется определить электрические потенциалы на поверхности тела в течение этого же периода времени. Она носит в большей мере теоретический характер и в дальнейшем рассматриваться не будет.

При решении первой части нет единых принципов, однако при использовании эталонного сигнала для сертификационных испытаний кардиологического оборудования среди прочих существует следующее условие – наличие перечня обязательных параметров признаков ЭКС.

При моделировании ЭКС необходимо выделить морфологические элементы сигнала и сопоставить с ними соответствующие

аппроксимирующие функции. ЭКС будет рассматриваться как последовательность интервалов (отрезков) и пиков полувольт (участков аппроксимирующих функций). При выборе аппроксимирующих функций следует учитывать, что существующие алгоритмы расшифровки электрокардиограмм строятся на концепции пиков кривых, причем отсутствует предположение о природе пика полувольты [2]. Поэтому выбор уравнения полувольты в данном случае может быть произвольным.

В качестве таких уравнений могут выступать параболы, гармонические функции на определенном интервале, гауссовы импульсы и т. д. (рис. 1).

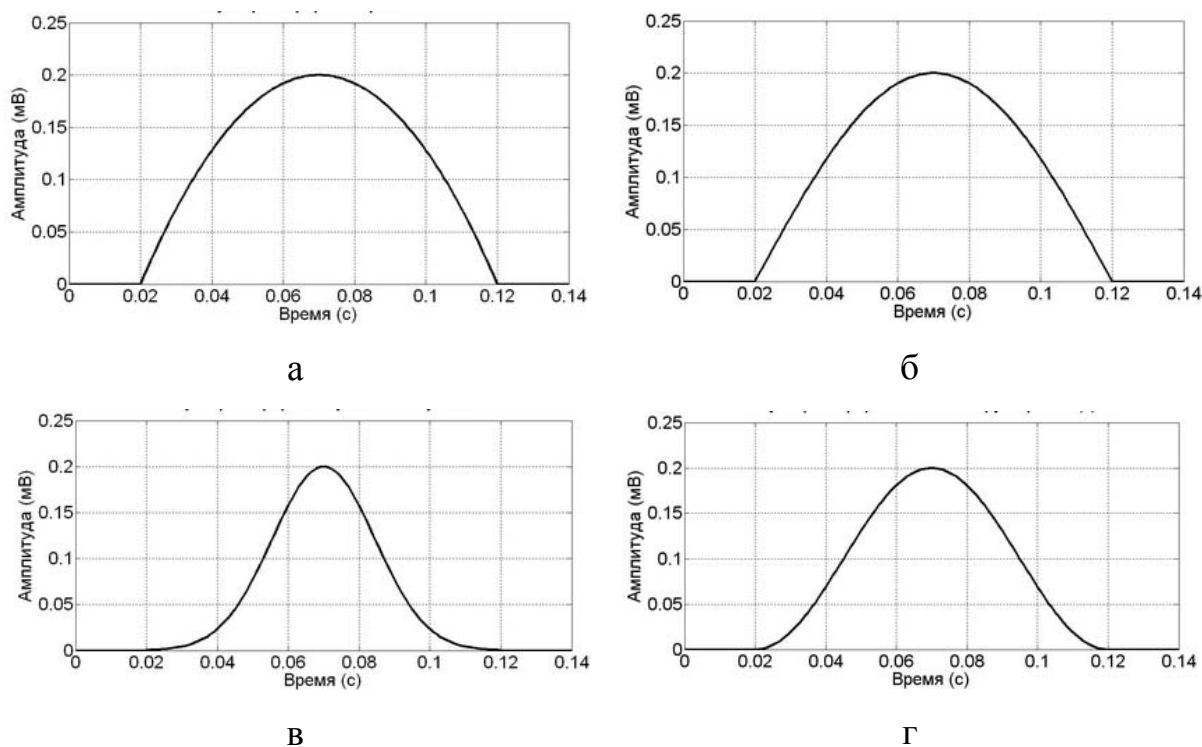


Рис. 1. Варианты применения различных аппроксимирующих функций на примере Р зубца электрокардиограммы:

$$a - f(t) = at^2 + bt + c; \quad б - f(t) = A \sin(\omega t + \varphi), t \in [0; T/2]; \quad в - f(t) = Ae^{-a^2 t^2};$$

$$г - f(t) = A \sin(\omega t + \varphi), \quad t \in [0; T]$$

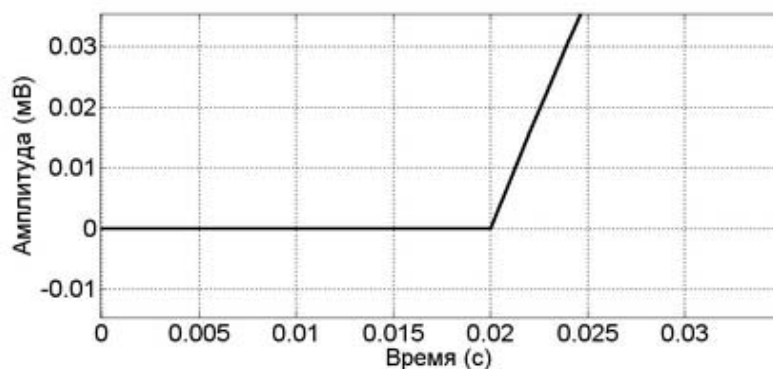


Рис. 2. Резкие переходы между соседними элементами ЭКС

В данном случае используется функция $\sin(x)$ ($\cos(x)$) на интервале $[0; T]$, где T – период функции. Этот выбор объясняется следующим. При использовании в качестве аппроксимирующих функций участков парабол либо синусоид на интервале $[0; T/2]$ (см. рис. 1, а, б) на графиках синтезированных кривых ЭКС появляются неестественные (резкие) переходы между линиями соседних элементов ЭКС (рис. 2). Подобная же ситуация наблюдается при линейной интерполяции QRS комплекса, когда комплекс представляется в виде ломаной линии.

Этот эффект возможно устранить средствами низкочастотной фильтрации, однако это приведет к значительным искажениям исходного сигнала и существенному усложнению алгоритма. Использование гауссовых импульсов (см. рис. 1, в) решает эту проблему, но вносит новые, связанные с ресурсоемкостью операций по их вычислению. С применением функции $f(t) = A\sin(\omega t + \varphi), t \in [0; T]$ удастся избежать указанных трудностей, а также возникновения изломов между соседними элементами при неточном задании параметров. В итоге все полуволны ЭКС будут представлены в виде функции $\sin(x)$ (см. . 1, г) на интервале $[0; T]$ различной амплитуды и длительности (в зависимости от длительности морфологического элемента d_i).

Набор таких синтезированных морфологических элементов, типичных по амплитуде и длительности для нормальной человеческой

электрокардиограммы [3], продемонстрирован на рис. 3. Каждый i -й элемент описывается уравнением

$$W_i = -\frac{A_i}{2} \left(\cos\left(\frac{2\pi}{d_i} t_i\right) - 1 \right), \quad i \in \{P, Q, R, S, T\}. \quad (1)$$

Здесь A_i – амплитуда i -го элемента; t_i – время, а d_i – длительность (период функции). Функция косинуса (1) является четной и поэтому более удобна в использовании.

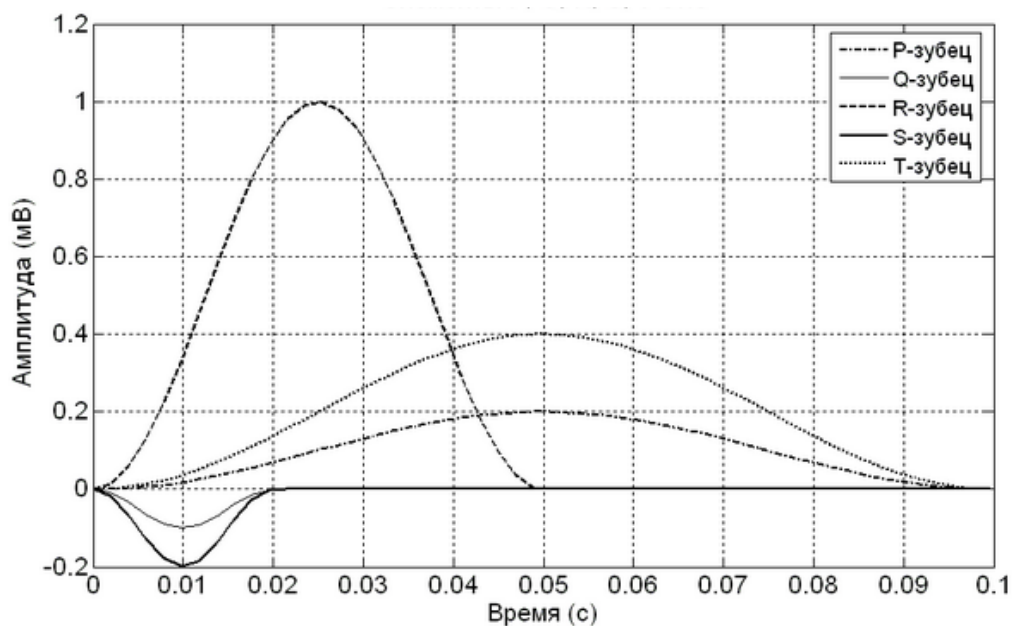


Рис. 3. Представление полуволн ЭКГ в виде функций $\cos(x)$

Для формирования элементов ЭКС заданной формы и соблюдения очередности их следования вводится набор систем координат. Начало каждой системы координат совпадает с началом текущего кардиоцикла и последовательно перемещается при возникновении следующего кардиоцикла. Ось абсцисс соответствует изоэлектрической линии ЭКС, поэтому первый момент отклонения начального морфологического элемента от изоэлектрической линии считается началом системы координат в текущем кардиоцикле.

В результате синтезированный ЭКС представляет собой перемещаемый набор функций кардиоцикла, состоящий из комбинации элементов типа (1), частота следования которого вдоль оси абсцисс соответствует частоте сердечных сокращений.

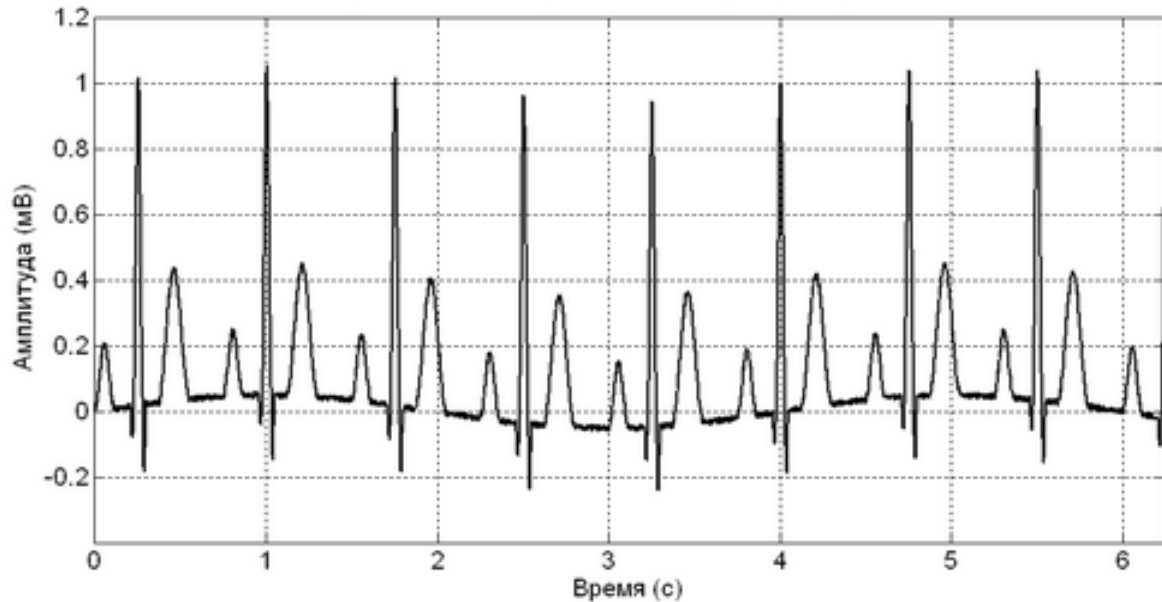


Рис. 4. Фрагмент синтезированной электрокардиограммы

Моделирование ЭКС проводилось с использованием стандартных инструментов математической матричной лаборатории Matlab. Результаты моделирования продемонстрированы на рис. 4. Отклонение изоэлектрической линии от нуля вследствие дыхания имитируется добавлением к основному сигналу функции

$$w_0 = A_0 \sin(2\pi ft), \quad (2)$$

где A_0 – амплитуда; f – частота дыхания. Также для реалистичности синтезированного сигнала в модели ЭКС предусмотрено присутствие аддитивной помехи в виде шума с равномерным распределением.

В заключение необходимо отметить, что в представленной модели генератора ЭКС не предусмотрена имитация нерегулярного сердечного

ритма в силу специфичности этой задачи, но такая возможность присутствует при определенном изменении алгоритма.

литература

1. *Ивель В.П.* Автоматизированные системы измерения и анализа электрокардиологических сигналов. Алматы: НИЦ "Ғылым", 2002. 241 с.
2. *Вайсман М.В., Прилуцкий Д.А., Селищев С.В.* Алгоритм синтеза имитационных электрокардиосигналов для испытания цифровых электрокардиографов // Изв. высших учебных заведений. Электроника. 2000. № 6. С. 94-100;
3. *Струтынский А.В.* Электрокардиограмма: анализ и интерпретация: Учебное пособие. М.: ООО «Медпресс», 1999. 224 с.
4. *Дьяконов В.П.* MATLAB 6/6.1/6.5 + Simulink 4/5 в математике и моделировании: Полное руководство пользователя. М.: СОЛОН-Пресс, 2003. 567 с.