



можно встретить в реальных условиях. Только при такой всесторонней проверке можно гарантировать надежность последующих диагностических решений.

В Международном научно-учебном центре информационных технологий и систем НАН и МОН Украины (МНУЦ ИТИС) разрабатывается программно-технический комплекс, который реализует этот подход. Комплекс состоит из портативного микропроцессорного имитатора сигналов сложной формы<sup>1</sup>, который через USB интерфейс подключен к персональному компьютеру, с помощью которого осуществляется «программирование» имитатора (рис. 2).

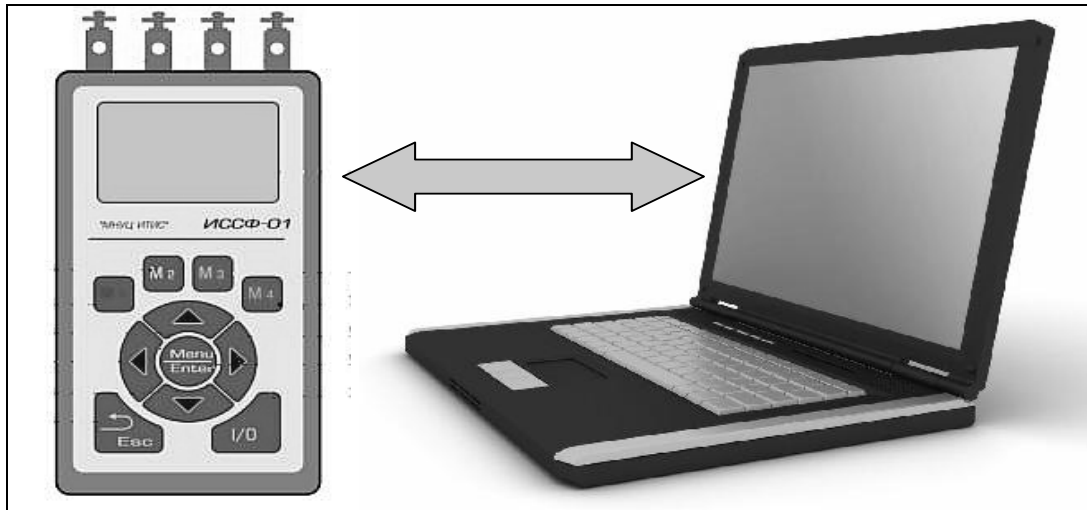


Рис.2. Программируемый имитатор сигналов сложной формы

Имитатор сигналов сложной формы (ИССФ) имеет автономный источник питания на литий-ионной батарее высокой емкости, жидкокристаллический индикатор и органы управления. Внутреннее программное обеспечение имитатора обеспечивает формирование на выходных клеммах устройства аналоговых тестовых сигналов стандартной формы, оговоренных соответствующими стандартами по метрологической поверке электрокардиографов [2]. Управление режимами работы устройства, выбор тестового сигнала и настройка параметров осуществляется с помощью иерархической системы меню.

С помощью внешней программы, реализуемой на персональном компьютере (ПК), обеспечивается формирование и передача в имитатор испытательных сигналов – цифровых файлов реальных и искусственных ЭКГ, которые в аналоговом виде воспроизводятся ИССФ с заданными амплитудными и временными характеристиками.

В основу алгоритма построения искусственной ЭКГ положена динамическая модель порождения сигнала, предложенная в работе [3]. Эта модель представлена системой из трех обыкновенных дифференциальных уравнений:

$$\begin{aligned} \dot{x} &= ax - \omega y, \\ \dot{y} &= ay + \omega x, \\ \dot{z} &= - \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} a_i \Delta \theta_i \exp(-\Delta \theta_i^2 / 2 b_i^2) - (z - z_0), \end{aligned} \quad (1)$$

<sup>1</sup> Разработан АОЗТ «Сольвейг» (г.Киев) по заказу МНУЦ ИТИС

где  $\alpha = 1 - \sqrt{x^2 + y^2}$ ,  $\Delta\theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod 2\pi$ ,  $\theta = \arctg(x/y)$ ,  $\omega$  - угловая скорость,  $z_0$  - дрейф базовой линии:  $z_0 = A \cdot \sin(2\pi f_2 t)$ ,  $A = 0.15 \text{ mV}$ ,  $f_2$  - частота дыхания,  $a_i, b_i, \theta_i$  - параметры, определяющие характерные точки цикла ЭКГ  $\{P, Q, R, S, T\}$ .

Модель (1) генерирует траекторию в трехмерном пространстве координат  $(x, y, z)$ . Квазипериодичность ЭКГ отражается движением точки по траектории вдоль окружности единичного радиуса, которая располагается в плоскости  $(x, y)$ . Это видно из первых двух уравнений системы. Каждый оборот вдоль этой окружности соответствует одному  $RR$ -интервалу искусственной ЭКГ.

Изменения в кардиограмме, происходящие между ударами сердца, воспроизведены при помощи движения траектории в направлении  $z$ . Характерные точки на ЭКГ, такие как  $P, Q, R, S, T$  соответствуют последовательным отрицательным и положительным аттракторам/репеллерам в измерении  $z$ . Эти события размещаются вдоль единичной окружности как углы, заданные  $\theta_P, \theta_Q, \theta_R, \theta_S$  и  $\theta_T$ . В тот момент, когда траектория приближается к одному из этих событий, происходит толчок вверх или вниз от единичной окружности и после окончания этого толчка происходит возвращение к ней. Описанная выше траектория движения изображена на рис. 3.

Переменная  $z$ , а именно траектория ее движения, создает рисунок ЭКГ с реалистичной морфологией комплекса  $PQRST$  (рис. 4).

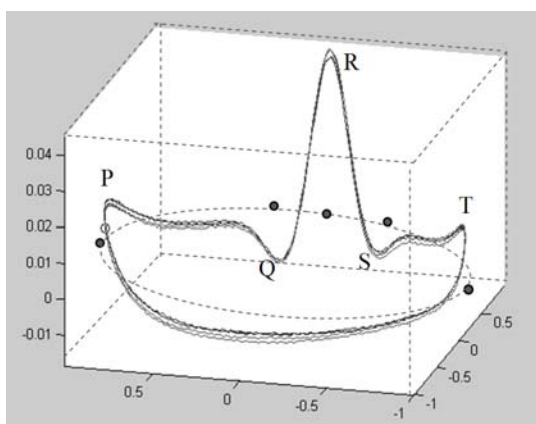


Рис. 3. Траектория в пространстве  $(x, y, z)$ , сгенерированная моделью (1)

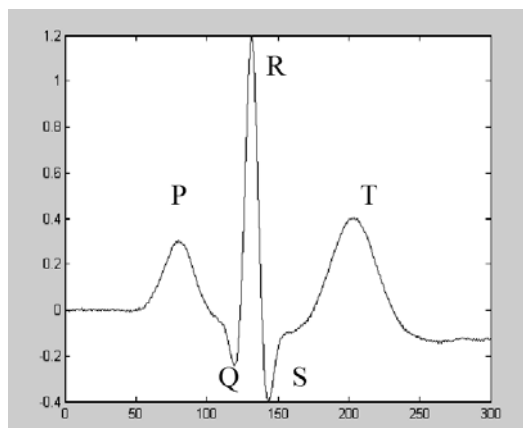


Рис. 4. Кардиоцикл искусственной ЭКГ

В отличие от работы [3], в которой решение системы (1) предлагалось осуществлять численным методом Рунге-Кутты, нами получено аналитическое решение данной системы, которое упрощает программную реализацию имитатора искусственной ЭКГ на ПК. Это решение имеет вид

$$r = \frac{C}{C - e^{-t}},$$

$$\theta = \omega t + \theta_0,$$

$$z = \sum_{i \in \{P, Q, R, S, T\}} z_i + z_1,$$

где:

$$z_i = \frac{a_i b_i^2}{\omega} \cdot e^{-\frac{1}{2} \frac{\Delta\theta_i^2}{b_i^2}} - \sqrt{2\pi} \frac{a_i b_i^3}{\omega^2} \cdot e^{-\frac{\Delta\theta_i}{\omega} + \frac{b_i^2}{2\omega^2}} \cdot \Phi\left(\frac{\Delta\theta_i}{b_i} - \frac{b_i}{\omega}\right) + C e^{-\frac{\Delta\theta_i}{\omega}},$$

$$z_1 = Ce^{-t} + \frac{A}{(2\pi f_2)^2 + 1} [\sin(2\pi f_2 t) - 2\pi f_2 \cos(2\pi f_2 t)],$$

Здесь  $r$ ,  $\theta$  – полярные координаты,  $\Phi(\cdot)$  – функция нормального распределения  $N(0,1)$ ,  $\Delta\theta_i = \theta - \theta_i = \omega t - \theta_i$ .

Понятно, что различные формы фрагментов порождаемых ЭКГ можно получить за счет изменения значений параметров описанной модели.

Значение параметра  $\theta_i$  определяет «положение» соответствующей характерной точки ЭКГ.

Параметр  $a_i$  влияет на амплитуду соответствующей волны, а знак этого параметра определяет ее направление (положительное или отрицательное).

Параметр  $b_i$  влияет на «размытость» соответствующего зубца: при большом значении  $b_i$  высота зубца увеличивается, а сам зубец становится узким (уменьшается его продолжительность). При уменьшении  $b_i$  соответствующий зубец становится более плоским и широким.

Для удобства настройки имитатора целесообразно восстановить зависимости

$$\begin{aligned} t_i &= f_1(\theta_i), \\ h_i &= f_2(a_i), \\ w_i &= f_3(a_i, b_i) \end{aligned}$$

в которых  $t_i$  – момент появления характерной точки ЭКГ,  $h_i$  – высота  $i$ -й волны,  $w_i$  – ширина  $i$ -й волны  $\{i = P, Q, R, S, T\}$ . Имея такие зависимости, можно создавать искусственные ЭКГ с любой требуемой морфологией.

Данная возможность, наряду с другими, уже существующими функциями имитатора сигналов сложной формы, позволяет реализовать современную систему для всесторонней проверки существующих и вновь создаваемых систем диагностики сердечно-сосудистой системы. В частности, планируется использовать разрабатываемый комплекс при выходном контроле в процессе серийного производства устройства ФАЗАГРАФ™ [4] в НПК «Киевский завод автоматики имени Г.И. Петровского» и при периодической проверке этих устройств в ГП Укрметртестстандарт.

#### Литература

1. Medical electrical equipment, Part 3, Particular requirement for the essential performance of recording and analyzing electrocardiographs // International Electrotechnical Commission. – Geneva. –1996. – 75 p.
2. Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца. Общие технические требования и методы испытаний. ГОСТ 19687–94. – М.: Издательство стандартов. – 1994. –19с.
3. McSharry, Clifford G, Tarasenko L, Smith LA. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals // IEEE Transaction On Biomedical Engineering.– 2003– No. 50(3).– P.289-294.
4. Файнзильберг Л.С. Компьютерная система Фазаграф™ для экспресс диагностики состояния сердечно-сосудистой системы в клинических и домашних условиях // Материалы Четвертой международной научной школы «Наука и инновации – 2009».- Йошкар-Ола: МарГУ.- 2009.– С. 279-286.