

Интернет-журнал «Наукovedение» ISSN 2223-5167 <http://naukovedenie.ru/>  
Выпуск 6 (25) 2014 ноябрь – декабрь <http://naukovedenie.ru/index.php?p=issue-6-14>  
URL статьи: <http://naukovedenie.ru/PDF/36TVN614.pdf>  
DOI: 10.15862/36TVN614 (<http://dx.doi.org/10.15862/36TVN614>)

**УДК 519.6:519.23:577.3**

**Богатов Николай Маркович**

ФГБОУ ВПО «Кубанский государственный университет»

Россия, Краснодар<sup>1</sup>

Доктор физико-математических наук

Профессор

E-Mail: bogatov@phys.kubsu.ru

**Авдеев Степан Александрович**

ФГБОУ ВПО «Кубанский государственный университет»

Россия, Краснодар

Аспирант кафедры физики и информационных систем

E-Mail: stepan.avdeev@pochta.ru

## **Метод генерации искусственных электрокардиографических сигналов на основе аккумулятивного клеточного автомата**

---

<sup>1</sup> 350040, Краснодар, Ставропольская, 149

**Аннотация.** Представлен новый метод генерации искусственных электрокардиографических сигналов, использующий преобразование выходных данных имитационной модели желудочков сердца на основе аккумулятивного клеточного автомата. Электрокардиографический сигнал генерируется путем проекции электрической оси сердца на три оси стандартных отведений от конечностей, рассчитываемой путем упрощенного суммирования потенциалов действия клеток автомата, моделируемых его гибридным компонентом с помощью набора дифференциальных уравнений. Разработанная для данного метода упрощенная геометрия желудочков сердца обеспечивает моделирование и генерацию искусственного сигнала в реальном времени. Метод позволяет получить искусственный электрокардиографический сигнал для нормального сердцебиения, желудочковой экстрасистолии и желудочковой тахикардии, предоставляя возможность выбора очага спонтанного экстрасистолического возбуждения и параметров, определяющих скорость распространения возбуждения в миокарде. Полученные сигналы могут быть использованы как эталонные сигналы в программно-аппаратных комплексах автоматизированного извлечения диагностической информации из электрокардиограмм, для тестирования и калибровки алгоритмов. Путем наложения необходимого уровня шума, с помощью полученных сигналов может быть исследовано качество работы алгоритма при различных уровнях зашумленности. Также путем изменения положения источника спонтанного возбуждения, вызвавшего аритмию, возможно исследовать эффективность работы алгоритма для разных случаев нарушения сердечного ритма.

**Ключевые слова:** имитационное моделирование; электрокардиография; экстрасистолия; желудочковая тахикардия; клеточные автоматы; гибридные автоматы; автоматизированная диагностика; искусственные электрокардиограммы.

**Ссылка для цитирования этой статьи:**

Богатов Н.М., Авдеев С.А. Метод генерации искусственных электрокардиографических сигналов на основе аккумулятивного клеточного автомата // Интернет-журнал «НАУКОВЕДЕНИЕ» 2014. № 6  
<http://naukovedenie.ru/PDF/36TVN614.pdf> (доступ свободный). Загл. с экрана. Яз. рус., англ. DOI:  
10.15862/36TVN614

## Введение

Электрокардиограмма представляет собой электрический сигнал, отражающий протекание электрохимических процессов в органах сердца. Так называемые отведения электрокардиограммы (ЭКГ) получают путем измерения разности потенциалов между двух электродов, приложенных к поверхности кожи пациента в определенных точках. Полученный электрокардиографический сигнал отражает цикл процессов деполяризации и реполяризации предсердий и желудочков, позволяя произвести диагностику состояния здоровья этих органов путем измерения положений зубцов на двумерном графике сигнала ЭКГ.

Автоматизированное извлечение полезной клинической информации из реального ЭКГ нередко затрудняется его зашумлением, поэтому техники выявления пиков R [1, 2], интервала QT [2, 3], измерения частоты сердцебиения и дыхания [4, 5], в большинстве случаев также содержат техники цифровой фильтрации шумов. Для тестирования техник извлечения информации в настоящее время главным образом используются библиотеки реальных записей ЭКГ, такие как PhysioNet [6]. Однако сигналы в подобных библиотеках в большинстве случаев имеют неизвестный уровень шума, искажающего сигнал, что затрудняет тестирование алгоритмов извлечения полезных данных, не позволяя определить влияние уровня шума на работу алгоритма.

С этой точки зрения актуальной является разработка метода генерации искусственных электрокардиограмм, на которые затем может быть наложен шум необходимого уровня, что позволит производить тестирование автоматизированных методик работы с ЭКГ с большей информативностью. Наиболее привлекательным выглядит получение сигнала ЭКГ с реалистичной имитационной модели органов сердца, в которой может быть смоделировано не только нормальное сердцебиение, но также и различные нарушения сердечного ритма. Однако, существующие модели такого типа, использующие клеточные автоматы, зачастую не предоставляют возможности получения выходного сигнала в форме ЭКГ, ограничиваясь оптическим отображением электрохимических процессов распространения возбуждения в активной среде органов сердца.

В предыдущих работах был создан аккумулятивный клеточный автомат, моделирующий явления нормального сердцебиения, экстрасистолии, тахикардии [7, 8]. В данной работе предлагается метод выполнения преобразования выходного сигнала клеточного автомата в ЭКГ при помощи добавления в него дополнительного гибридного компонента. Гибридный клеточный автомат — это автомат, содержащий компоненты состояния с областью значений входящей в множество вещественных чисел, изменяющихся при помощи непрерывных функций.

## Моделирование потенциалов действия клеток автомата

Поскольку сердце является органом сложной формы, детальное повторение формы в модели приводит к невозможности вычислений в реальном времени. Для достижения поставленной цели в данной работе была построена упрощенная геометрия желудочков сердца (рис. 1), представляющая собой прямоугольную область размером  $100 \times 100$  клеток. На рис. 1 темные области обозначают электрически нейтральные зоны, не подверженные возбуждению. Светлые области моделируют желудочки сердца с учетом разности размеров левого и правого желудочка и их анатомических соотношений. Правая область сглаживает фазу поздней деполяризации для получения правильной формы ЭКГ. Средняя область соответствует межжелудочковой перегородке. Красным отмечена область, моделирующая атриовентрикулярный узел, инициирующий деполяризацию.



**Рис. 1.** Упрощенная геометрия желудочков сердца

Для описания потенциала действия в каждую клетку автомата добавляется дополнительная переменная  $\varphi$ , область значений которой принадлежит вещественным числам, и изменение которой производится при помощи ряда дифференциальных уравнений, описывающих разные фазы изменения потенциала действия. Фазы моделирования и форма потенциала действия показаны на рис. 2. Моделирование проходит в четыре фазы, одна для активации и три для разных этапов деполяризации. Данные фазы необходимо связать с соответствующими фазами модели электрохимических процессов в активной возбудимой среде. Наиболее распространенным видом таких моделей являются модели, основанные на уравнении Фитцхью-Нагумо [9], или его модификациях, например, на уравнении Алиева-Панфилова [10]. Такие уравнения описывают процессы в активной возбудимой среде при помощи двух переменных:

$u$  – уровень возбуждения, характеризующийся быстрой нелинейной динамикой,

$v$  – уровень восстановления, определяемый линейной зависимостью и более медленной динамикой.

На данном принципе основано также множество моделей, использующих клеточные автоматы, например модель Веймара [11], Герхардта [12], Пурхасанзаде [13], эти модели аналогично используют две переменные  $u, v$  для описания состояния клеток автомата. Модель, основанная на аккумулятивном клеточном автомате, также использует для описания состояний переменные  $u, v$ , а также переменную  $z$ , имеющую два состояния  $z_d$  – соответствующее деполяризации и  $z_r$  – соответствующее реполяризации, и переменную  $t$ , таймер задержки смены состояния  $z$ . Смысл предлагаемого метода состоит в добавлении третьей переменной, изменяющейся при помощи набора дифференциальных уравнений, при этом выбор уравнения для каждой клетки зависит от комбинации значений переменных состояния.

$$\begin{aligned} \varphi(q, 0) &= \varphi_{idle} \\ \frac{\partial \varphi}{\partial n} &= \Psi(q, \varphi) = \begin{cases} \Psi_1(\varphi), & q \in Q_1 \\ \Psi_2(\varphi), & q \in Q_2, \\ \dots \\ \Psi_n(\varphi), & q \in Q_n \end{cases} \end{aligned} \quad (1)$$

где  $q$  – вектор, описывающий состояние клетки модели, включающий переменные  $u, v$ ,  
 $n$  – время, измеряемое в прошедших итерациях с начала работы клеточного автомата,  
 $\varphi_{idle}$  – значение потенциала покоя,

Необходимая форма волны потенциала действия известна как из экспериментальных исследований [14], так и из точных математических моделей ионных токов в клеточных мембранах [15]. Данная форма была разбита на 8 условных фаз таких, что на каждой из фаз поведение функции потенциала действия можно описать дифференциальным уравнением первого порядка, при этом каждая фаза однозначно описывается комбинацией переменных состояния клеточного автомата, эти фазы показаны на рис. 2.

1. Фаза инициации возбуждения ( $q \in Q_1 | 0 < u < u_{max}, v = 0, z = z_d$ ):

В данной фазе происходит инициация возбуждения в клетке, путем увеличения переменной  $u$  до достижения значения  $u_{max}$ . Данная фаза соответствует спокойному состоянию, предшествующему инверсии потенциала мембраны и открытию ионных каналов  $Na^+$ . Поскольку изменения потенциала действия в этой фазе не происходит, дифференциальное уравнение, используемое в данной фазе  $\frac{d\varphi}{dt} = \Psi_1(\varphi) = 0$ .

2. Фаза возбуждения ( $q \in Q_2 | u = u_{max}, 0 < v < v_{max}, z = z_d$ ):

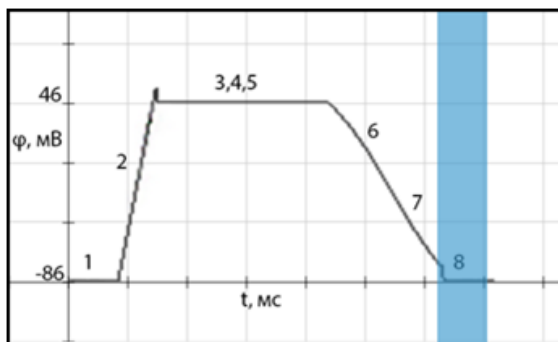
Фаза соответствует открытию ионных каналов  $Na^+$  в мембране и резкому увеличению потенциала действия. С точки зрения клеточного автомата, последовательно увеличивается значение переменной  $v$ , до достижения значения  $v_{max}$ . Увеличение потенциала действия в данной фазе можно считать линейным. Коэффициент линейной регрессии  $I_{Na}$  может быть рассчитан исходя из пропорциональности состояния  $v$  и потенциала действия  $\varphi$ , минимальным значением которого будет потенциал покоя  $\varphi_{idle}$ , максимальным потенциал действия  $\varphi_{act}$ .

$$\frac{d\varphi}{dt} = \Psi_2(\varphi) = I_{Na} \quad (2)$$

$$I_{Na} = \frac{v_{up} - v_{max}}{v_{max}} (\varphi_{act} - \varphi_{idle})$$

3. Фаза стабилизации ( $q \in Q_3 | 0 < u < u_{max}, 0 < v < v_{max}, z = z_d$ ):

В клеточном автомате происходит уменьшение значений переменных  $u$  и  $v$  до 0, первой уменьшается до 0 переменная  $u$ . Таким образом, в этой фазе клетки перестают участвовать в возбуждении соседних ячеек. Эта фаза соответствует закрытию ионных каналов  $Na^+$  в результате повышения потенциала мембраны, изменения потенциала действия в этой фазе также не происходит, поэтому  $\Psi_3(\varphi) = 0$ .



**Рис. 2.** Форма потенциала действия клетки:

1 – фаза инициации возбуждения; 2 – фаза возбуждения; 3 – фаза стабилизации; 4 – нейтральная фаза; 5 – фаза инициации восстановления (реполяризация); 6 – фаза восстановления (реполяризация); 7 – фаза стабилизации (реполяризация); 8 – сброс состояния;

4. Нейтральная фаза ( $q \in Q_4 | u = 0, v = 0, t < \tau_p, z = z_d$ ):

В этой фазе изменение клетки останавливается на время  $\tau_p$ , связанное с полученным значением аккумулятивной переменной неоднородности в данной клетке. Таким образом, моделируется изменение длительности потенциала действия по мере удаления от источника активации, связанное с насыщением клеток ионами  $Ca^{2+}$  высвобожденными из АТФ клеточных депо. Аналогично фазе стабилизации, изменения потенциала действия не происходит  $\Psi_4(\varphi) = 0$ .

5. Фаза инициации восстановления (реполяризация) ( $q \in Q_5 | 0 < u < u_{max}, v = 0, z = z_r$ ):

Происходит увеличение переменной  $u$  до достижения значения  $u_{max}$ . С точки зрения работы клеточного автомата, фаза аналогична фазе инициации возбуждения деполяризации, она моделирует фазу начала реполяризации при которой ионные токи  $Ca^{2+}$  и  $K^+$  все еще уравнивают друг друга. Аналогично фазам 3 и 4, изменения потенциала действия не происходит  $\Psi_5(\varphi) = 0$ .

6. Фаза восстановления (реполяризация) ( $q \in Q_6 | u = u_{max}, 0 < v < v_{max}, z = z_r$ ):

С точки зрения клеточного автомата, последовательно увеличивается значение переменной  $v$ , до достижения значения  $v_{max}$ , аналогично фазе 2, однако с точки зрения изменения потенциала действия, происходит более сложный процесс, происходит начало закрытия ионных каналов  $Ca^{2+}$  в результате чего большее влияние на потенциал действие начинают оказывать токи  $K^+$ , вызывая падение потенциала действия, это сопровождается закрытием каналов обоих типов в результате падения потенциала действия  $\varphi$ . Для моделирования данного процесса моделируется два тока противоположного направления, абсолютное значение одного из которых падает быстрее абсолютного значения другого, для этого используется следующее дифференциальное уравнение:

$$\frac{d\varphi}{dt} = \Psi_6(\varphi) = I_{K-Na} - \alpha I_{Ca}$$

$$I_{K-Na} = \frac{\varphi^2 - (\varphi_{act} - \varphi_{idle})^2}{\left(\varphi_{act} - \varphi_{idle}\right)^2}, \quad I_{Ca} = \frac{\varphi}{\varphi_{act} - \varphi_{idle}}, \quad (3)$$

$I_{K-Na}$  – совокупный ионный ток  $Na^+$  и  $K^+$  из клетки,

$I_{Ca}$  – ионный ток  $Ca^{2+}$  внутрь клетки,

7. Фаза стабилизации (реполяризация) ( $q \in Q_7 | 0 < u < u_{max}, 0 < v < v_{max}, z = z_r$ ):

С точки зрения клеточного автомата происходит уменьшение значений переменных  $u$  и  $v$  до 0, первой уменьшается до 0 переменная  $u$ . Эта фаза моделирует прекращение действия межклеточных токов через щелевые контакты от более реполяризованных клеток к менее реполяризованным, связанное с постепенным закрытием ионных каналов  $K^+$  и  $Ca^{2+}$ . Изменение потенциала действия происходит в соответствии с правилом, описанным в фазе 6  $\Psi_7(\varphi) = \Psi_6(\varphi) = I_{K-Na} - \alpha I_{Ca}$ .

8. Сброс состояния ( $q \in Q_8 | u = 0, v = 0, t < \tau_h, z = z_r$ ):

Финальная фаза реполяризации связана с быстрым уменьшением потенциала действия до 0, с точки зрения электрохимических процессов данное явление объясняется прекращением ионных токов  $Ca^{2+}$ , и, как следствие, резкое возрастание суммарного тока из клетки при завершении реполяризации. Перед сбросом выполняется задержка, в течение которой

потенциал изменяется медленно, её длительность определяется уравнением (23), далее происходит резкое уменьшение потенциала по линейной зависимости, соответствующее финальному усилению токов  $K^+$ , соответствующее уравнение  $\frac{d\varphi}{dt} = \Psi_8(\varphi) = -I_K$ .

$I_K$  – неуравновешенный ионный ток  $K^+$  из клетки, характерный для фазы поздней реполяризации, этот коэффициент выбирается настолько большим, чтобы при минимальном значении времени задержки  $\tau_h$ , связанном с минимальным значением аккумулятивной переменной состояния  $h$ , значение потенциала действия успело опуститься до  $\varphi_{idle}$ . После достижения значения  $\varphi_{idle}$ , дальнейшее уменьшение потенциала действия не производится, цикл считается завершённым.

В результате работы описанного алгоритма поле клеточного автомата на любой итерации оказывается заполненным средними значениями потенциала действия в соответствующих им областях миокарда.

### Построение электрической оси сердца и графиков ЭКГ

Для получения суммарного вектора разности потенциалов, то есть электрической оси сердца, полученные разности потенциалов действия по всем парам клеток следует просуммировать. Для уменьшения вычислительной сложности данного процесса, было применено несколько упрощений:

- для клеток, лежащих на большом расстоянии друг от друга, больше  $K$ , разность потенциалов считается пренебрежимо малой и не учитывается в расчетах
- не учитываются в расчетах клетки в спокойном состоянии, имеющие потенциал  $\varphi_{idle}$ .

В итоге было получено следующее выражение для суммарного градиента потенциалов:

$$\vec{U}_m = m \sum_{\substack{i=0\dots M \\ j=0\dots M \\ \varphi_{i,j} \neq \varphi_{idle}}} \sum_{\substack{a=-K/2\dots K/2 \\ b=-K/2\dots K/2 \\ \varphi_{i+a,j+b} \neq \varphi_{idle}}} \frac{\varphi_{i,j} - \varphi_{i+a,j+b}}{a^2 + b^2} \overline{(a,b)}, \quad (4)$$

$U_m$  – суммарный градиент разности потенциалов,

$m$  – коэффициент пропорциональности ( $m > 1$ ),

$M$  – размер клеточного автомата по горизонтали,

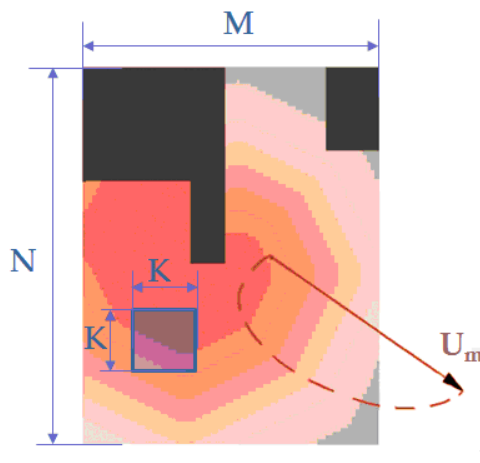
$N$  – размер клеточного автомата по вертикали,

$K$  – максимальное расстояние действия значимых электрических полей, полями между зарядами на расстоянии больше  $K$  можно пренебречь,

$\varphi_{i,j}$  – потенциал действия клетки с индексом  $(i,j)$ ,

$(a, b)$  – вектор смещения одной клетки участвующей в расчете относительно другой.

В результате описанных расчётов была получена диаграмма электрической оси сердца (рис. 3).



**Рис. 3.** Диаграмма электрической оси сердца

Полученная электрическая ось сердца проецируется на оси трех стандартных отведений от конечностей. В результате были получены электрокардиограммы по трем стандартным отведениям.

На рис. 4 показаны фазы деполяризации (область выделена синим цветом) и соответствующие им зубцы ЭКГ на трех отведениях. Рассчитанные значения ЭКГ трех отведений по всем параметрам соответствуют реальным клиническим ЭКГ (табл. 1). Отчетливо видны зубцы Q, R, S. Волна P пропущена, так как она связана с деполяризацией предсердий, моделирование которых не производилось. Аналогично показаны фазы реполяризации и образование волны T на электрокардиограмме.

В Таблице 1 приведены параметры электрокардиограммы, по которым производилась проверка адекватности моделирования. В качестве эталона для сравнения использовались свободно распространяемые клинически аннотированные записи ЭКГ PhysioNet для здоровых пациентов в спокойном состоянии с нормальным синусовым ритмом. Представленные в Таблице 1 значения, являются средними для 100 комплексов QRST трех различных пациентов.

**Таблица 1**

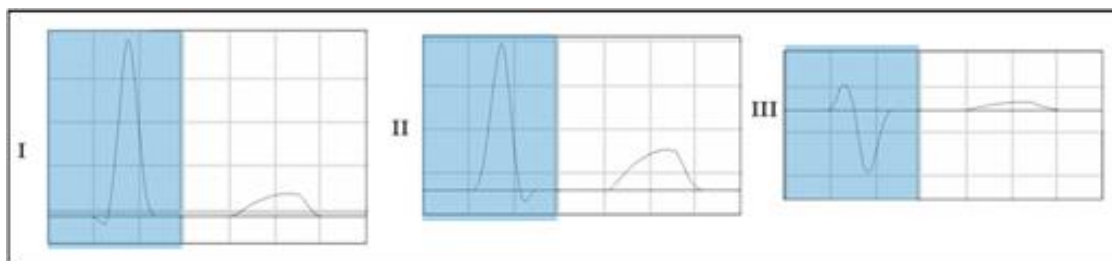
**Параметры моделируемых и реальных ЭКГ**

Параметр ЭКГ	Среднее значение	Результат моделирования
Амплитуда R, отношение I и II отведений	0,85	0,85
Амплитуда R, отношение I и III отведений	0,7	0,6
Амплитуда Q, отношение I и II отведений	0,2	0,2
Амплитуда Q, отношение I и III отведений	5	4,5
Амплитуда S, отношение I и II отведений	4	4,2
Амплитуда S, отношение I и III отведений	1	1
Амплитуда T, отношение I и II отведений	1,6	1,5



Параметр ЭКГ	Среднее значение	Результат моделирования
Амплитуда Т, отношение I и III отведений	0,2	0,2
Отношение амплитуды ST к амплитуде QR (среднее по стандартным отведениям)	3	3
Длительность интервала QT к длительности интервала RR (при нормальной ЧСС)	0,4	0,4
Длительность интервала QT к длительности комплекса QRS	5	5,1

Отклонение различных интервалов модельных ЭКГ от соответствующих средних значений реальных составляют не более 2%.



*Рис. 4. Рассчитанные значения ЭКГ трех стандартных отведений*

### **Заключение**

Разработан новый метод на основе гибридного клеточного автомата, позволяющий получить реалистичные искусственные электрокардиограммы. В отличие от других методов генерации электрокардиографических сигналов, данный метод позволяет проследить связь с электрохимическими процессами, лежащими в основе генерации этих сигналов.

Метод позволяет генерировать большое многообразие как ЭКГ для нормального сердцебиения, так и ЭКГ различных нарушений сердечного ритма: желудочковой экстрасистолии, желудочковой тахикардии, фибрилляции желудочков.

При тестировании автоматизированных методов анализа ЭКГ, метод дает возможность провести более информативный анализ их эффективности, включая анализ корректности работы алгоритма при разных уровнях зашумленности и различных причинах развития аритмии, таких как отклонения в длительности потенциала действия и ишемические повреждения миокарда, включая все варианты их положения и размеров поврежденной области.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Karimipour A., Real-time electrocardiogram P-QRS-T detection-delineation algorithm based on quality-supported analysis of characteristic templates / A. Karimipour, MR Homaeinezhad // *Comput. Biol. Med.*-2014.-vol. 52.-P.153-165
2. D. T. Kaplan, Simultaneous QRS detection and feature extraction using simple matched filter basis functions // *Computers in Cardiology. CA: IEEE Comput. Soc. Press.*,-1991.-p.503–506.
3. P. Davey, A new physiological method for heart rate correction of the QT interval // *Heart.*- 1999.-vol. 82.-p.183–186
4. Ding Sh., Derivation of respiratory signal from single-channel ECGs based on source statistics / Sh. Ding, X. Zhu, W. Chen, D. Wei // *International Journal of Bioelectromagnetism.*-2004.-vol. 6.-no. 2
5. Liao F. Deriving respiratory signals from ECG by filtering method // *Computer Research and Development.*- 2011.-P .456-459
6. Goldberger A. L., Physiobank, physiotoolkit, and physionet: components of a new research resource for complex physiologic signal / A. L. Goldberger, L. A. N. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C.P. et. al. // *Circulation.*-2000.-vol. 101.-no. 23.-p. 215–220.
7. Авдеев С. А. Анализ электрохимических сигналов в тканях сердца на основе клеточного автомата / Авдеев С. А., Богатов Н. М. // *Биотехносфера №3.*-2014.-р.
8. Avdeev S. A. Simulation of electrochemical processes in cardiac tissue based on cellular automaton / S. A. Avdeev, N. M. Bogatov // *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering.*-2014.-vol. 66
9. FitzHugh, R. Mathematical models of threshold phenomena in the nerve membrane / R. FitzHugh // *Bull. Math. Biophysics.*-1955.-vol. 17.-№17.-P. 257-278.
10. Р. Р. Алиев / Компьютерное моделирование электрической активности сердца // *Успехи физиологических наук.*-2010.-т. 4.-№3.-с. 43-46
11. Weimar J.R. Diffusion and wave propagation in cellular automaton models of excitable media / J.R Weimar, J.J Tyson, L.T Watson // *Physica D.*- 1991, vol 55, p 309-327, 309-327, 1992
12. Gerhardt, M. A cellular automaton model of excitable media including curvature and dispersion / M. Gerhardt, H. Schuster, J. J. Tyson // *Science.*- 1990.- № 247.- P. 1563-1566.
13. Pourhasanzade, F. A new cellular automata model of cardiac action potential propagation based on summation of excited neighbors / F. Pourhasanzade, S. H. Sabzpoushan // *World Academy of Science, Engineering and Technology.*- 2010.- № 44.- P. 917-921.
14. Ionic currents contributing to the action potential in single ventricular myocytes of the guinea pig studied with action potential clamp / T. Doerr, R. Denger, A. Doerr, W. Trautwein // *Pflugers Arch.* - 1990.-P. 230-237.
15. Luo, C. A model of the ventricular cardiac action potential. Depolarization, repolarization and their interaction. / C. Luo, Y. Rudy // *Circulation Research.*- 1991.- № 68.- P. 1501-1526.

**Рецензент:** Шапошникова Татьяна Леонидовна, заведующая кафедрой физики, кандидат физико-математических наук, доктор педагогических наук, профессор, ФГБОУ ВПО «Кубанский Государственный технологический университет».

**Bogatov Nikolay Markovich**

Kuban State University  
Russia, Krasnodar

E-mail: bogatov@phys.kubsu.ru

**Avdeev Stepan Aleksandrovich**

Kuban State University  
Russia, Krasnodar

E-mail: stepan.avdeev@pochta.ru

## **Method for synthetic ECG generation based on accumulative cellular automaton**

**Abstract.** New method for synthetic electrocardiograms generation that uses conversion of human ventricles simulation model's output data based on accumulative cellular automaton is proposed. Electrographic signal is generated by projection of heart electrical axis, calculated by simplified sum of cell's potential differences on three axes of standard electrocardiographic limb leads. Action potentials are modelled for each cell with hybrid component by the set of differential equations. Simplified geometry of human ventricles developed for this method provides real-time modelling and synthetic electrocardiographic signal's generation. Method allows generating signal for normal heartbeat, premature ventricular contractions and ventricular tachycardia, with the ability to set location of spontaneous excitation's source and parameters of excitable media, determining velocity of excitation's propagation. Resulting signals can be used in hardware and software complexes as sample signals for testing and debugging algorithms for automatic diagnostic information's extraction. Efficiency of algorithms for different noisiness can be evaluated by overlaying different noise levels on resulting signals. Also efficiency of algorithms for different cases of arrhythmia can be evaluated by varying location of spontaneous excitation's source that causes the arrhythmia.

**Keywords:** simulation modelling; electrocardiography; premature ventricular contractions; ventricular tachycardia; cellular automata; hybrid automata, automatic diagnostics; synthetic ECG.

## REFERENCES

1. Karimipour A., Real-time electrocardiogram P-QRS-T detection-delineation algorithm based on quality-supported analysis of characteristic templates / A. Karimipour, MR Homaeinezhad // *Comput. Biol. Med.*-2014.-vol. 52.-P.153-165
2. D. T. Kaplan, Simultaneous QRS detection and feature extraction using simple matched filter basis functions // *Computers in Cardiology. CA: IEEE Comput. Soc. Press.*-1991.-p.503–506.
3. P. Davey, A new physiological method for heart rate correction of the QT interval // *Heart.*- 1999.-vol. 82.-p.183–186
4. Ding Sh., Derivation of respiratory signal from single-channel ECGs based on source statistics / Sh. Ding, X. Zhu, W. Chen, D. Wei // *International Journal of Bioelectromagnetism.*-2004.-vol. 6.-no. 2
5. Liao F. Deriving respiratory signals from ECG by filtering method // *Computer Research and Development.*- 2011.-P .456-459
6. Goldberger A. L., Physiobank, physiokit, and physionet: components of a new research resource for complex physiologic signal / A. L. Goldberger, L. A. N. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C.P. et. al. // *Circulation.*-2000.-vol. 101.-no. 23.-p. 215–220.
7. Avdeev S. A. Analiz elektrokhimicheskikh signalov v tkanyakh serdtsa na osnove kletchnogo avtomata / Avdeev S. A., Bogatov N. M. // *Biotekhnosfera №3.*-2014.-p.
8. Avdeev S. A. Simulation of electrochemical processes in cardiac tissue based on cellular automaton / S. A. Avdeev, N. M. Bogatov // *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering.*-2014.-vol. 66
9. FitzHugh, R. Mathematical models of threshold phenomena in the nerve membrane / R. FitzHugh // *Bull. Math. Biophysics.*-1955.-vol. 17.-№17.-P. 257-278.
10. R. R. Aliev / Komp'yuternoe modelirovanie elektricheskoy aktivnosti serdtsa // *Uspekhi fiziologicheskikh nauk.*-2010.-t. 4.-№3.-s. 43-46
11. Weimar J.R. Diffusion and wave propagation in cellular automaton models of excitable media / J.R Weimar, J.J Tyson, L.T Watson // *Physica D.*- 1991, vol 55, p 309-327, 309-327, 1992
12. Gerhardt, M. A cellular automaton model of excitable media including curvature and dispersion / M. Gerhardt, H. Schuster, J. J. Tyson // *Science.*- 1990.- № 247.- P. 1563-1566.
13. Pourhasanzade, F. A new cellular automata model of cardiac action potential propagation based on summation of excited neighbors / F. Pourhasanzade, S. H. Sabzpoushan // *World Academy of Science, Engineering and Technology.*- 2010.- № 44.- P. 917-921.
14. Ionic currents contributing to the action potential in single ventricular myocytes of the guinea pig studied with action potential clamp / T. Doerr, R. Denger, A. Doerr, W. Trautwein // *Pflugers Arch.* - 1990.-P. 230-237.
15. Luo, C. A model of the ventricular cardiac action potential. Depolarization, repolarization and their interaction. / C. Luo, Y. Rudy // *Circulation Research.*- 1991.- № 68.- P. 1501-1526.