

Выводы

На основе численного анализа модели эффективного экономического развития системы «производитель-налоговый центр» найдены качественные зависимости оптимального значения свертки критериев ее экономических агентов в зависимости от ставок налога на имущество и прибыль и суммы внешних инвестиций, а также вид фронта ее Парето-множества в критериальном пространстве при варьировании доли отчислений из выруч-

ки на формирование фонда оплаты труда и дана содержательная трактовка полученных результатов. Выявленные эмпирические зависимости позволяют лицу, принимающему решения, оценивать эффективность проекта развития указанной системы с учетом целей его экономических агентов – производителя и налогового центра и разрабатывать компромиссные инвестиционные решения.

Работа выполнена при финансовой поддержке АБЦП «Развитие научного потенциала высшей школы» (НИР 2.1.1/2710).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Медведев А.В. Применение z -преобразования к исследованию многокритериальных линейных моделей регионального экономического развития. – Красноярск: Изд-во СибГАУ им. акад. М.Ф. Решетнева, 2008. – 228 с.
2. Подиновский В.В., Ногин В.Д. Парето-оптимальные решения многокритериальных задач. – М.: Наука, 1982. – 256 с.
3. Победаш П.Н. Анализ модели эффективного экономического развития системы «производитель – налоговый центр» на бес-

конечном интервале на основе принципа нетривиальности решения // Известия Томского политехнического университета. – 2009. – Т. 315. – № 5. – С. 169–174.

4. Территориальный орган федеральной службы государственной статистики по Красноярскому краю (Красноярскстат): Социально-экономическое положение Красноярского края в 2006 году (Доклад, № 1–1). – Красноярск, 2007. – 163 с.

Поступила 8.11.2010 г.

УДК 004.94

ИНТРАОПЕРАЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВОЗБУЖДЕНИЯ МИОКАРДА ПРЕДСЕРДИЙ

С.Ю. Андреев, Р.Е. Баталов, С.В. Попов, В.А. Кочегуров*, Ф.А. Вадутова*

НИИ кардиологии СО РАМН, г. Томск

*Томский политехнический институт

E-mail: am@am.tpu.ru

Рассмотрены вопросы моделирования возбуждения предсердий в клинических условиях, основные предъявляемые к модели требования и существующие способы моделирования динамики возбуждения сократительного миокарда. За основу модели взята теория клеточных автоматов. Расчет производится на прямоугольной сетке. Для каждой пары элементов клеточного автомата рассчитывалось значение задержки передачи возбуждения. Такой подход позволил адаптировать модель к индивидуальным особенностям объекта исследования.

Ключевые слова:

Сердечные аритмии, моделирование миокарда предсердий, клеточные автоматы.

Key words:

Cardiac arrhythmias, atrial myocardium modeling, cellular automata.

Введение

Интенсивное развитие методов диагностики и лечения аритмий привело к тому, что в начале 90-х гг. прошлого века стали развиваться методы эндокардиального картирования полостей сердца и оценки распространения возбуждения по миокарду. Необходимо отметить, что в некоторых ситуациях одной интраоперационной оценки распространения возбуждения недостаточно. В связи с этим широкое распространение стали получать методы моделирования распространения возбуждения по миокарду, в том числе и после проведения абляции.

При проведении оперативного вмешательства врачу необходимо точно знать, какого результата

он должен достигнуть. Для решения поставленных перед ним задач он опирается на данные, полученные в ходе проведения предварительного электрофизиологического исследования, собственные знания и опыт. Врач принимает решение по выбору метода и тактики дальнейшего, проводимого им лечения. На его решение прежде всего влияет вид аритмии, требующий коррекции. Безусловно, графическое представление хода распространения импульса по миокарду позволяет более точно понять механизм аритмии и возможные изменения после проведения вмешательства.

Сегодня существуют работы по созданию моделей динамики возбуждения, как сердца в целом, так и отдельных его отделов, но они ориентирова-

ны либо на научное исследование объекта (сердца), либо на моделирование свойств активной среды и отдельных характерных для нее эффектов [1–3]. В клинике эти технологии не используются из-за их сложности, высокой затратной стоимости создания индивидуальной модели, а использование готовых шаблонных решений не представляется возможным из-за уникальности каждого отдельно взятого случая.

В связи с этим была поставлена задача создать математическую модель миокарда предсердий, способную работать в условиях клиники и прогнозировать ход распространения волны возбуждения после проведения оперативного вмешательства.

1. Свойства моделируемой среды

Рассмотрим, как формулируется закон распространения возбуждения в [4]. Закон распространения импульсов в однородной двумерной системе представляет собой принцип Гюйгенса в его простейшей форме: последовательные фронты волны перпендикулярны воображаемой системе лучей из натянутых нитей, которые начинаются в возбужденной точке и огибают все препятствия. Задний фронт волны рефрактерности – это другая кривая той же формы, которая следует за передним фронтом волны. И в этом случае фронт волны может распространиться только в область, находящуюся в состоянии покоя.

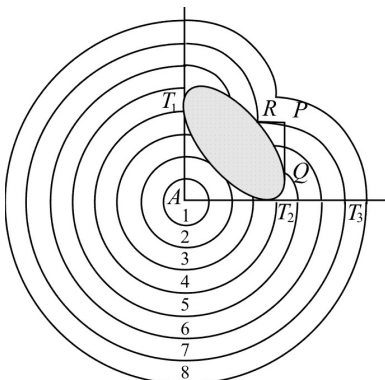


Рис. 1. Схема распространения волны возбуждения

Так как лучи совпадают с натянутыми нитями, и скорость распространения постоянна, все точки фронта волны находятся на равном расстоянии (измеренном вдоль соответствующей натянутой нити) от источника импульсов. На бесконечной поверхности без отверстий и препятствий передний фронт волны, распространяющейся из точки раздражения, будет представлять окружность с центром в этой точке и уходит в бесконечность. В выпуклой конечной области одиночная точка раздражения тоже даст расширяющийся круговой фронт волны, который исчезает без отражения, достигнув границы.

Натянутые нити могут отклоняться и, следовательно, изменять круговую форму фронта волны по двум причинам: из-за препятствия, т. е. отвер-

стия в поверхности, и из-за некоторых вогнутых участков границы.

Рассмотрим выпуклое препятствие внутри выпуклой области. На рис. 1 показаны фронты волны после возбуждения точки A. Внешняя выпуклая граница области не изображена, так как она просто срезает фронты волны всюду, где они ее достигают.

Точки T_1 и T_2 наиболее удаленные друг от друга на полюсах препятствия. Линии AT_1 и AT_2 суть касательные, проведенные из точки A к препятствию. В области, ограниченной областью возбуждения и не содержащей препятствия, фронты волны имеют форму окружности или дуги окружности. Вне этой области форму фронта волны можно получить следующим образом. Проведем из произвольной точки P на фронте волны касательную к препятствию; тогда сумма расстояний $AT_2 + T_2Q + QP$ равна радиусу AT_3 дуги окружности, которая образует часть того же самого фронта волны; другими словами, геометрическое место точек P есть эвольвента препятствия. Эвольвента состоит из двух дуг окружностей: одной с центром в T_1 и другой с центром в T_2 . Только в одной точке R на препятствии расстояния от нее до A, измеренные нитью, натянутой через T_1 и T_2 , совпадают (они равны сумме длины радиуса AT_1 и расстояния от T_1 до R по границе препятствия). Если расстояние AT_3 меньше, чем соответствующее расстояние до R, то фронт волны пересекает препятствие в двух точках. Если это расстояние больше, то две дуги эвольвенты фронта волны пересекаются под некоторым углом, который постепенно возрастает с увеличением расстояний. Части эвольвенты, расположенные в области за фронтом, не принадлежат волновому фронту, т. к. в противном случае фронт волны продвигался бы по рефрактерной области.

2. Обзор существующих методов

Работы по интраоперационному моделированию возбуждения миокарда ведутся достаточно давно, и сегодня существует несколько подходов к решению этой проблемы [4]:

- бидоменная модель;
- уравнения реакции диффузии для возбудимых сред;
- клеточные автоматы.

Бидоменная модель получила в последнее время широкое распространение в качестве основного подхода при исследовании макроскопических электрических явлений в сердечной ткани. Сердечная мышца представляется в виде двух взаимосвязанных пространств – внутри- и внеклеточного, каждое из которых имеет различные коэффициенты проводимости вдоль и поперек направления волокон [5]. Модель базируется на двух основных уравнениях:

$$\begin{aligned} \nabla(\sigma_i \nabla \varphi_i) &= \beta I_m - I_{si}; \\ \nabla(\sigma_e \nabla \varphi_e) &= -\beta I_m - I_{se}, \end{aligned}$$

где φ_i , φ_e и σ_i , σ_e – внутри- и внеклеточный потенциалы и проводимости; I_{si} и I_{se} – плотность внутри- и внеклеточного токов; β – емкостной коэффициент поверхности клетки. Внутриклеточная проводимость σ_i состоит из проводимости внутриклеточного пространства и щелевых контактов. Домены связаны друг с другом через мембранный ток I_m . Ионный ток $I_{ion}(V, t)$ вычисляется на основе модели клеточной мембраны: Luo-Rudy phase I [5], Luo-Rudy phase II [6, 7].

Для уравнения реакции диффузии для возбужденных сред записываются два уравнения:

$$\begin{aligned}\frac{\partial E}{\partial t} &= D_1 \Delta E + F(E, g); \\ \frac{\partial g}{\partial t} &= D_2 \Delta g + G(E, g).\end{aligned}$$

Первое уравнение характеризует быструю переменную – изменение во времени автоволны E , а второе – медленную переменную g – изменение во времени активной среды. Нелинейная функция $F(E, g)$ задает интенсивность реакций, протекающих в каждом элементарном объеме, функция является непрерывной и необходимое число раз дифференцируемой. Специфические «возбудимые свойства» системы определяются N -образной формой нелинейной функции F . Функция G может быть монотонной или даже линейной. Обычно функция $F(E, g)$ задается полиномами или кусочно-линейными функциями. Уравнение реакции диффузии используется для описания автоволновых процессов независимо от их физической сущности. Последние слагаемые представляют собой физическую компоненту уравнения. В частном случае, для волн возбуждения в миокарде E – потенциал мембраны, а g – это проводимость медленной компоненты ионного тока. D_1 и D_2 – коэффициенты диффузии. Δ – оператор Лапласа для двухмерного $\Delta = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2}$ или $\Delta = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$ трехмерного случая [8].

Другим не менее известным и распространенным подходом для описания поведения динамических систем является метод клеточных автоматов. На основе этого метода моделируются химические и диффузионные процессы, движение потока жидкости и другие сложные нелинейные системы.

Остановимся более подробно на этом методе.

3. Предлагаемая модель

Клеточный автомат – это дискретная динамическая система, представляющая собой совокупность клеток (ячеек), одинаковым образом соединенных между собой. Все клетки образуют так называемую решетку клеточного автомата. Решетки могут быть разных типов, отличаясь как по размерности, так и по форме клеток. Каждая клетка (или узел) является конечным автоматом, состояния которого определяются состояниями соседних клеток, а также ее собственным состоянием. Каждый

узел характеризуется некоторым дискретным набором целочисленных величин – переменных, которые могут принимать конечное число возможных значений. Состояния переменных в каждом узле синхронно изменяются через дискретные интервалы времени в соответствии с локальными правилами, которые могут зависеть от состояния переменных в ближайших соседних узлах. В информатике клеточные автоматы являются аналогом физического понятия поля.

В сравнении с дифференциальными уравнениями клеточные автоматы отличаются локальностью правил, с помощью которых описывается динамика системы. В случае применения дифференциальных уравнений используются некоторые правила изменения усредненных по всей системе величин. Предполагается, что такие правила существуют. В случае клеточных автоматов существование подобных обобщенных правил необязательно. Достаточно знать законы развития системы на микроуровне в небольших пространственных областях (ячейках), из которых состоит макросистема. Важно, что эти правила одинаковы для всех ячеек [9]. В отношении к задаче моделирования динамики возбуждения активной ткани это свойство особенно важно, т. к. позволяет учесть биологическую природу, лежащую в основе работы сократительного миокарда [10].

Для клеточных автоматов с двумерными решетками из правильных многоугольников (рис. 2) существует всего три вида решеток: треугольная, квадратная и гексагональная.

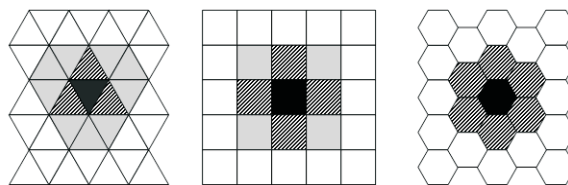


Рис. 2. Виды двумерных решеток

Для каждого вида решетки существует своя окрестность клеток. Как правило, в качестве окрестности клетки используют ближайших соседей (окрестность Мура). Среди всех соседних клеток в отдельный класс выделяют клетки, имеющие общие стороны – главные соседи. Окрестность, составленная только из главных соседей, называется окрестностью фон Неймана. Прямоугольный тип решеток имеет 4 ячейки главных соседей и 8 ячеек общих соседей, треугольный – 3 и 12, гексагональный – 6 и 6, соответственно.

Рассмотрим автомат, способный в каждый момент времени $t=1, 2, \dots$ воспринимать конечное число сигналов $S \in (s_1, s_2, \dots, s_N)$ и изменять в зависимости от них свое внутреннее состояние. Автомат может производить конечное число действий $f \in (f_1, f_2, \dots, f_x)$. Выбор действия определяется внутренним состоянием автомата, и автомат имеет конечное число внутренних состояний $\phi \in (\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_m)$. Число m называют емкостью памяти автомата.

Предполагается, что автомат находится в некоторой среде, и что действия f вызывают ответные реакции S среды. Эти реакции, в свою очередь, являются для автомата входными сигналами, автомат использует их для принятия решения о дальнейших действиях.

В задаче моделирования динамики возбуждения предсердий автоматный подход имеет ряд серьезных преимуществ:

1. Мелкозернистый параллелизм, которым обладают клеточные автоматы.
2. Возможность использования современных многопроцессорных станций для вычисления на сетке большой размерности.
3. Относительная простота реализации.
4. Возможность легко адаптировать модель к реальному объекту исследования на основе данных, поступающих во время операции.

Введем некоторые обозначения. Рассмотрим самый простой случай – двумерную реализацию клеточного автомата. Для расчетов будем использовать дискретные значения времени, следующие друг за другом через равные интервалы времени Δt . В данной модели Δt должно принять значение, равное промежутку времени, за которое возбуждение передается от одной клетки к другой. Дискретные значения времени, для которых должны производиться вычисления состояний системы, представляются рядом $t \in (t_1, t_2, \dots, t_n)$, где t_n – значение времени на границе «интервала интереса».

Символом $A(i, j, t)$ обозначим состояние ячейки с пространственными координатами i и j в момент времени t . Рассматриваемый автомат может принимать одно из четырех состояний, где величина ϕ_1 соответствует состоянию покоя; ϕ_2 – возбужденному состоянию; ϕ_3 – рефрактерности; ϕ_4 – состоянию, в котором клетка не обладает свойствами активного проведения. Рассматриваемый автомат обладает ограниченным числом действий $f \in (f_1, f_2, f_3, f_4)$, где f_1 – переход от состояния ϕ_1 к состоянию ϕ_2 , f_2 – переход от ϕ_2 к ϕ_3 и f_3 – переход от ϕ_3 к ϕ_1 . Отдельно следует рассмотреть действие автомата, находящегося в состоянии ϕ_4 . В этом случае возможен только переход к ϕ_1 .

Изменение состояний может происходить в строго определенной последовательности: если клетка находится в фазе покоя, то в следующий момент времени она может стать активной, затем состояние неопределенности и только после этого вернуться в исходное состояние.

В качестве начальных условий задается состояние каждой клетки. По умолчанию каждая ячейка находится в фазе покоя. В представленной модели способность клеток к самовозбуждению учитывается введением клеток-пейсмекеров, которые инициируют движение волны возбуждения. Изначально эти ячейки могут находиться в активной фазе или принимать возбужденное состояние в заданный момент времени, что также указывается в начальных условиях $A(i, j, t) = \phi_2$. Это позволяет вывести систему клеток из равновесия. Предполагается,

что ячейки, которым в начальных условиях присвоено значение ϕ_2 , являются водителями ритма и поэтому могут самопроизвольно возбуждаться. Для того, чтобы задать непроводящие участки, необходимым клеткам присваивается состояние $A(i, j, t) = \phi_4$.

Для решения поставленной задачи клеточный автомат должен отвечать нескольким требованиям:

1. Все клетки должны обладать одинаковой структурой связей.
2. Каждая генерация фронта волны должна быть непрерывна. Другими словами за фронтом волны не должно оставаться клеток, которые не участвовали бы в процессе возбуждения. Исключения могут составлять только невозбудимые клетки $A(i, j, t) = \phi_4$ и клетки, которые в момент прохождения фронта волны оказались в состоянии неопределенности $A(i, j, t) = \phi_3$.

4. Решетка клеточного автомата

Независимо от вида сетки, для каждой клетки существует окрестность, составляющая кольцо вокруг центральной клетки. Понятия кольца является одним из ключевых для построения модели возбуждения предсердий. Для однородной среды кольцо можно отождествлять с фронтом волны. Именно форма кольца будет определять точность аппроксимации клеточным автоматом формы фронта возбуждения. На нулевом шаге расчета кольцами служат клетки-пейсмекеры, на первом – граничащие с ней клетки и т. д.

Для построения модели использовалась прямоугольная сетка. Рассмотрим возможные варианты окрестности для прямоугольной сетки. Наиболее простыми являются четырех- и восьмисвязанные автоматы, рис. 3.

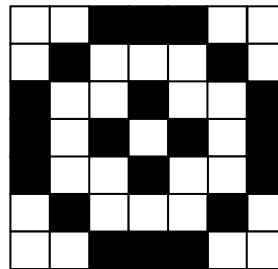


Рис. 3. Восьмисвязанный клеточный автомат

Введем обозначения:

$$\begin{aligned} A(i, j+1, t) &= \phi_1 = A_1(t); & A(i, j-1, t) &= \phi_1 = A_2(t); \\ A(i+1, j, t) &= \phi_1 = A_3(t); & A(i-1, j, t) &= \phi_1 = A_4(t); \\ A(i+1, j+1, t) &= \phi_1 = A_5(t); & A(i-1, j+1, t) &= \phi_1 = A_6(t); \\ A(i-1, j-1, t) &= \phi_1 = A_7(t); & A(i+1, j-1, t) &= \phi_1 = A_8(t). \end{aligned}$$

Здесь $f(A(i, j, t))$ – действие клетки $A(i, j, t)$ в момент времени t .

Рассмотрим возможные варианты связей клеток.

Четырехсвязанный автомат – автомат с четырьмя связанными клетками, которые меняют состояния при условии, если на предыдущем расчетном

шаге была возбуждена центральная клетка. Для автомата с четырьмя соседними клетками можно рассмотреть два варианта (рис. 4, а и б):

1. Окрестность фон Неймана

$$A_1(t-1) \vee A_2(t-1) \vee A_3(t-1) \vee A_4(t-1) \Rightarrow f_1(A(i, j, t)), \quad (1)$$

2. Окрестность с диагональными клетками

$$A_5(t-1) \vee A_6(t-1) \vee A_7(t-1) \vee A_8(t-1) \Rightarrow f_1(A(i, j, t)).$$

Оба рассмотренных варианта удовлетворяют первому требованию, однако окрестность с диагональными клетками не отвечает второму условию.

Восьмисвязанный автомат (рис. 4, в) – это автомат с окрестностью Мура:

$$A_1(t-1) \vee A_2(t-1) \vee A_3(t-1) \vee A_4(t-1) \vee A_5(t-1) \vee A_6(t-1) \vee A_7(t-1) \vee A_8(t-1) \Rightarrow f_1(A(i, j, t)). \quad (2)$$

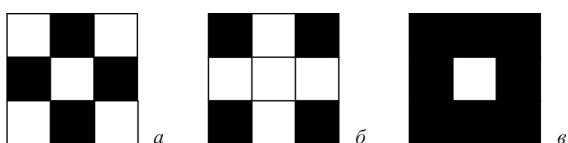


Рис. 4. Виды автоматов

Вид связей (1) и (2) позволит построить волну, которая удовлетворяет обоим условиям.

Несмотря на то, что автоматы (1) и (2) работают в рамках поставленных условий, они плохо аппроксимируют фронт волны, поэтому рассмотрим комбинацию автоматов (1) и (2). Для этого введем понятие четной и нечетной генерации фронта волны. Для четной генерации возбуждение передается в соответствии с предположением о восьмисвязности клеток, а для нечетных – в соответствии с четырехсвязностью. Такой клеточный автомат лучше аппроксимирует фронт волны, чем (1) или (2), рис. 3.

Следует оговориться, что разбиение процесса расчета на четные и нечетные шаги не противоречит первому правилу, т. к. все клетки одинаково связаны друг с другом и одна и та же ячейка может при разных условиях работать по (1) и по (2).

Для того, чтобы учесть в модели свойство рефрактерности активной среды и возможность отсутствия возбуждения, запишем правила эволюции клеток: $A(i, j) = \phi_4 = A_{ps}(i, j)$ и $A(i, j, t) = \phi_3 = A_{ka}(i, j, t)$ – клетка с координатами i, j , не обладающая способностью возбуждения или находящаяся в состоянии неопределенности.

Тогда полное правило перехода клеток в активное состояние можно записать для четной и нечетной генерации фронта волны соответственно:

$$\begin{aligned} & (A_1(t-1) \vee A_2(t-1) \vee A_3(t-1) \vee A_4(t-1) \vee \\ & \vee A_5(t-1) \vee A_6(t-1) \vee A_7(t-1) \vee A_8(t-1)) \wedge \\ & \vee (A_{ps}(i, j) \vee A_{rf}(i, j, t)) \Rightarrow f_1(A(i, j, t)); \\ & (A_1(t-1) \vee A_2(t-1) \vee A_3(t-1) \vee A_4(t-1)) \wedge \\ & \vee (A_{ps}(i, j) \vee A_{rf}(i, j, t)) \Rightarrow f_1(A(i, j, t)). \end{aligned}$$

Условие перехода клетки в состояние рефрактерности можно представить в виде:

$$f_1(A(i, j, t)) \Rightarrow f_2(A(i, j, t+1)). \quad (3)$$

Пребывание клетки в рефрактерном состоянии можно описать следующим правилом:

$$f_2(A(i, j, t)) \Rightarrow f_3(A(i, j, t+n)), \quad (4)$$

где n – время пребывания клетки в состоянии неопределенности.

Уравнения (3) и (4) применимы, как для четного, так и нечетного расчетного шага.

5. Адаптация модели к реальному объекту исследования

Для того, чтобы модель была адекватна, необходимо ввести механизм ее адаптации к данным, поступающим от объекта исследований (данные, полученные при электрофизиологических исследованиях).

Исходя из ограниченной возможности получения входной информации, значения времени перехода в возбужденное состояние заданы только в отдельных ячейках, расположенных произвольным образом. Задача адаптации модели к реальным условиям сводится к расчету времени возбуждения для каждой ячейки и последующему переходу к интервалу задержки при передаче возбуждения между соседними ячейками [5]:

$$t(x, y) = \sum_{i=1}^m w_i f_i; \quad w_i = \left[\frac{R-h_i}{Rh_i} \right]^p / \sum_{i=1}^n \left[\frac{R-h_i}{Rh_i} \right]^p, \quad (5)$$

где m – число известных точек; w_i – весовая функция; f_i – заданное значение функции в точке i ; R – расстояние от интерполируемой точки до максимально удаленной от нее точки с известным значением времени; p – параметр мощности (обычно равен 2); $h_i = \sqrt{(x-x_i)^2 + (y-y_i)^2}$ – расстояние между интерполируемой и заданной точками (x и y – координаты клеток).

Интервал задержки $\Delta t_{AB} = t(x, y) - t(x+1, y)$ при передаче возбуждения между клетками $A = A(x, y)$ и $B = B(x+1, y)$ рассчитывается как $\Delta t_{AB} = t(x, y) - t(x+1, y)$. В направлении других соседних клеток Δt вычисляется аналогично.

Длительность рефрактерного периода τ_{ref} для каждой ячейки вычисляется по формуле (5).

После того, как все параметры для клеточного автомата получены, необходимо вывести его из равновесия. Для этого достаточно перевести одну или группу клеток в возбужденное состояние. Однако сделать это следует с учетом тех данных, которые были получены в ходе операций. В качестве пейсмекера может выступать клетка с самым ранним временем возбуждения $t(x, y)_{min}$ или группа клеток в том случае, если это значение имеют несколько клеток.

Заключение

Разработаны методы моделирования динамики возбуждения сократительного миокарда, исследованы их точность, под которой понимаются сте-

пень подобия возбуждений, полученных при помощи расчетов на клеточном автомате и картах, построенных на основе интерполяции. Проверялось, насколько модель способна выявить наличие и отсутствие постэффектов, проявляемых на реальном объекте после возбуждения миокарда.

Решение представленной проблемы дает возможность:

- производить проверку результата оперативного вмешательства и оценивать его эффективность еще до операции;

- производить поиск новых, более эффективных схем катетерной абляции;
- обучать медицинский персонал в ходе операций.

Создан программный продукт, позволяющий моделировать динамику возбуждения сократительного миокарда. Планируется включение этого продукта в состав лечебно-диагностического комплекса «Элкарт II-Навигатор», разработанного медицинской промышленной компанией «Электропульс», г. Томск.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Holden A.V., Biktashev V.N. Computational Biology of Propagation in Excitable Media Models of Cardiac Tissue // *Chaos, Solitons & Fractals*. – 2000. – № 8. – P. 1643–1658.
2. Simelius K., Nenonen J., Horbček M., Modeling Cardiac Ventricular Activation // *International Journal of Bioelectromagnetism*. – 2001. – № 2. – P. 51–58.
3. Kaplan D.T., Smith J.M., Saxberg B.E.H., Cohen R.J. Nonlinear dynamics in cardiac conduction // *Math. Biosci.* – 1988. – № 90. – P. 19–48.
4. Geselowitz D.B., Miller W.T. A Bidomain Model for Anisotropic Cardiac Muscle // *Ann. Biomed Eng.* – 1983. – № 11. – P. 191–206.
5. Luo C.H., Rudy Y. A Model of the Ventricular Cardiac Action Potential: Depolarization, Repolarization, and Their Interaction // *Circ. Res.* – 1991. – № 6. – P. 1501–1526.
6. Luo C.H., Rudy Y. A Dynamic Model of the Cardiac Ventricular Action Potential. I. Simulations of Ionic Currents and Concentration Changes // *Circ. Res.* – 1994. – № 6. – P. 1071–1096.
7. Luo C.H., Rudy Y. A Dynamic Model of the Cardiac Ventricular Action Potential. II. Afterdepolarizations, Triggered Activity, and Potentiation // *Circ. Res.* – 1994. – № 6. – P. 1097–1113.
8. Иваницкий Г.Р. Биофизика на рубеже столетия: автоволны // *Биофизика*. – 1999. – Т. 44. – № 5. – С. 773–795.
9. Ванга В.К. Исследование пространственно-распределенных динамических систем методами вероятностного клеточного автомата // *Успехи физических наук*. – 1999. – Т. 169. – № 5. – С. 481–505.
10. Андреев С.Ю., Кочегуров В.А. Алгоритмы интраоперационного моделирования возбуждения предсердий // *Сибирский журнал индустриальной математики*. – 2005. – № 2. – С. 3–11.

Поступила 03.11.2010 г.

УДК 004.67;004.891.3

СОЗДАНИЕ ПОДСИСТЕМЫ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЙ В МЕДИЦИНСКИХ ИНФОРМАЦИОННЫХ СИСТЕМАХ

А.В. Старикова, О.Г. Берестнева, Г.Е. Шевелев, К.А. Шаропин, Л.И. Кабанова

Томский политехнический университет
E-mail: astarikova@yandex.ru

Рассматриваются вопросы, связанные с созданием медицинских информационных систем на примере системы для мониторинга и прогнозирования состояния беременных женщин. Подробно рассмотрены вопросы, связанные с разработкой подсистемы поддержки принятия решения, в частности технология построения решающих правил на основе продукционных моделей.

Ключевые слова:

Медицинские информационные системы, система поддержки принятия решений, продукционные модели.

Key words:

Medical information systems, decision support system, production models.

Здравоохранение является важнейшей общественной сферой, вызывающей повышенный интерес как отдельных граждан, так и различных частных и государственных организаций, которая оказывает влияние на жизнь каждого человека и имеет большое значение в национальном и в международном масштабе.

Основным побудительным мотивом работы по совершенствованию системы электронного

здравоохранения является высокая общественная значимость улучшения ситуации в этой сфере, включая повышение качества и скорости лечения, снижение затрат на предоставление услуг и приобретение эффективных средств обеспечения соответствия нормативным документам и прочим требованиям.

Врачи консультируют пациентов *on-line*, диагностическая аппаратура оснащена мощными про-