

© 1997 г. Д.Ю. САРАНЧА, А.Б. МЕДВИНСКИЙ, Н.И. КУКУШКИН, В.В. СИДОРОВ,
Д.Н. РОМАШКО, А.Ю. БУРАШНИКОВ, А.В. МОСКАЛЕНКО, Ч.Ф. СТАРМЕР

СИСТЕМА КОМПЬЮТЕРНОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ВОЛН ВОЗБУЖДЕНИЯ В МИОКАРДЕ

Развит метод компьютерной визуализации автоволновых картин на поверхности сердечной ткани. Разработано программное обеспечение для исследования эволюции автоволновых картин, сделавшее возможным адекватное отображение распространения возбуждения со сложными траекториями и выделение наиболее существенных деталей поведения источников возбуждения.

В современных исследованиях процессов распространения возбуждения по сердцу наряду с традиционными электрофизиологическими методами все возрастающую роль играют автоволновые подходы, в основе которых лежит глубокая аналогия между миокардом и другими активными средами биологической, химической и физической природы [1]. В рамках таких подходов миокард представляется трехмерной активной средой с распределенными по ней источниками энергии. Распространение возбуждения по сердцу, которое служит пусковым механизмом механического сокращения, рассматривается как автоволна, поддерживающая свою форму, амплитуду, скорость и другие параметры постоянными благодаря нелинейности среды и подкачке энергии из распределенных источников. Особые точки в сердце (пейсмекеры, эктопические фокусы, места выхода дополнительных путей проведения) интерпретируются как источники автоволн.

Экспериментальное изучение процессов распространения возбуждения в сердце базируется в настоящее время на методе компьютерной визуализации (электрофизиологическом картировании) [2]. Этот метод использует вычислительную мощность компьютера для быстрой цифровой записи электрокардиосигналов (электрограмм) одновременно во многих точках миокарда и восстановления на их основе хода распространения волны. Результатом визуализации является карта распространения волны в виде набора изохрон, соответствующих последовательным положениям волнового фронта.

Экспериментальное исследование автоволновых картин в сердце связано с особыми методическими сложностями. Эти трудности обусловлены в значительной мере спецификой эктопических источников возбуждения, такими их свойствами, как длина волны, нестационарность, сильная зависимость условий воспроизведения от состояния миокарда и малое время существования. Изучение картин возбуждения миокарда требует решения ряда проблем, в частности, значительного повышения точности регистрации электрофизиологических данных, разработки методов наблюдения нестабильных, спонтанно возникающих процессов, усовершенствования визуального представления сложных волновых картин.

Цель настоящей работы – развитие метода компьютерной визуализации автоволновых картин на поверхности сердечной ткани. Нами разработано алгоритмическое и программное обеспечение для исследования эволюции автоволновых картин, сделавшее возможным адекватное отображение распространения возбуждения со сложными траекториями, выделение наиболее существенных деталей поведения источников возбуждения.

Система компьютерной визуализации. На основе опыта использования созданной в Институте биологической физики установки «Волна» [3] нами

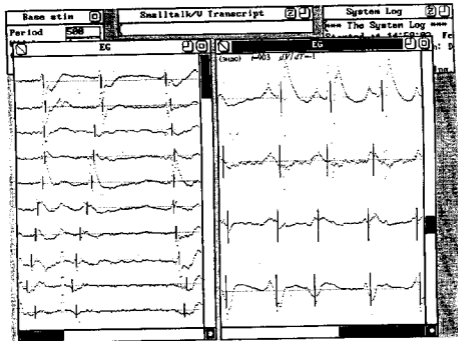


Рис.1. Электрограммы, одновременно зарегистрированные в местах расположения внеклеточных электродов. Показаны два окна, отличающиеся количеством электрограмм. Вертикальными отрезками обозначены метки моментов активации миокарда под соответствующим электродом. Каждое окно может содержать любое количество электрограмм, которое задается положением вертикальной полосы, отмеченной штриховкой справа от каждого из окон. Отрезок времени, для которого вычерчиваются электрограммы, также может быть задан положением горизонтальной полосы, отмеченной штриховкой под каждым из окон. В процессе работы с окном в верхней его части может выводиться информация о номере канала, моменте времени и первой производной сигнала по времени в указанной пользователем точке

разработана новая система компьютерной визуализации распространения волн возбуждения в миокарде. Часть системы, реализующая интерфейс пользователя, обработку и хранение данных экспериментов, выполнена в среде программирования Smalltalk/V 286 фирмы «Digitalk». Подпрограммы обслуживания оборудования написаны на языке Ассемблер для IBM PC. Проектирование системы производилось с использованием методологии Гради Буча (Grady Booch) [4]. Система построена на основе графического многооконного интерфейса пользователя [5]. Она предоставляет следующие возможности.

При проведении эксперимента можно одновременно регистрировать сигналы с 64 электродов (по 32 электрода для эндокарда и эпикарда препарата). Частота дискретизации по каждому электроду составляет 1 кГц. Возможно использование 64, 128 или 256 электродов без доработки системы. Во время проведения эксперимента система непрерывно формирует базовую последовательность импульсов стимуляции на стимулирующем электроде. Экспериментатор имеет возможность произвольно устанавливать их амплитуду, период и длительность. При регистрации данных система формирует независимые последовательности тестовых (внеочередных) импульсов по одному или двум электродам. Этим импульсы используются для инициации тахикардий. Для каждой последовательности экспериментатор может указать число импульсов в ней, начальные длительность, амплитуду и период импульсов, а также приращения амплитуды и периода.

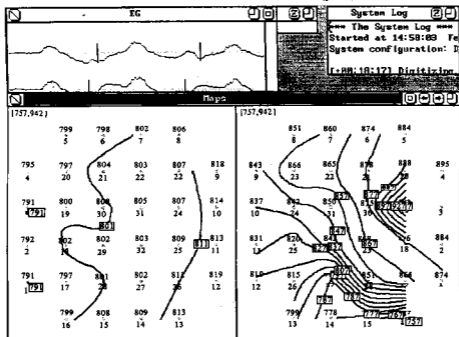


Рис.2. Карта распространения возбуждения по поверхности сердечной ткани. Показано окно карты распространения волны возбуждения, находящееся над окном электрограмм. Карта в левой половине окна соответствует эндокарду, в правой половине – эпикарду. Линии на карте (изохроны) соответствуют положению фронта волны возбуждения в различные моменты времени. Для каждой изохроны указан соответствующий ей момент времени (числа в прямоугольничках). Точками отмечены положения регистрирующих электродов, а числами под ними – номера электродов. Числа над точками соответствуют моментам прохождения волны возбуждения (в мс) под соответствующими электродами. При построении изохрон использовался метод линейной интерполяции с последующей аппроксимацией сплайнами. В верхней части окна указан номер окна в ряду общего числа окон в данном эксперименте. Также указан временной интервал регистрации в мс

Просмотр сигналов, зарегистрированных в процессе эксперимента, осуществляется в окнах электрограмм (рис.1). Одновременно может быть открыто произвольное количество таких волн. Обработка электрограмм заключается в расстановке меток, отмечающих моменты активации. Программа позволяет осуществлять эту операцию автоматически или вручную. На основании данных о положении меток строятся карты распространения возбуждения (рис.2). Карты строятся автоматически. Оператор может указать временной интервал между изохронами.

Для анализа электрической активности препарата как целого система может вычислять и визуализировать функцию $E(t)$: (рис.3). ПсевдоЭКГ $E(t)$, рассчитанная программой по формуле

$$E(t) = \frac{\sigma \cos \Theta \Delta S}{4\pi \sigma_{ex} r_L^2} \sum_{i=1}^N [U_{ex_i}(t) - K_2 U_{ep_i}(t)].$$

где σ – удельная проводимость ткани; Θ – угол между нормалью к поверхности препарата и направлением на точку, в которой рассчитывается псевдоЭКГ; ΔS – площадь элементарного участка; σ_{ex} – удельная проводимость внеклеточной среды; r_L – расстояние между поверхностью препарата и точкой, в которой рас-

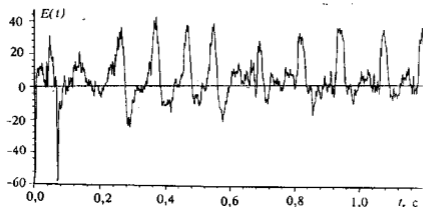


Рис.3. ПсевдоЭКГ. График построен при помощи программы SigmaPlot 2.01 фирмы «Jandel Scientific»

считывается псевдоЭКГ; $U_{en_i}(t)$ и $U_{ep_i}(t)$ – напряжения в момент времени t на i -м электроде матрицы эндокарда и эпикарда соответственно; K_2 – коэффициент, учитывающий разные входные сопротивления электродов эндокарда и эпикарда. Для просмотра $E(t)$ введено специальное окно (рис.4). Электрограммы, псевдоЭКГ и карты, которые строит система, могут быть выведены на печатающее устройство. Кроме того, имеется возможность их преобразования в форму, пригодную для

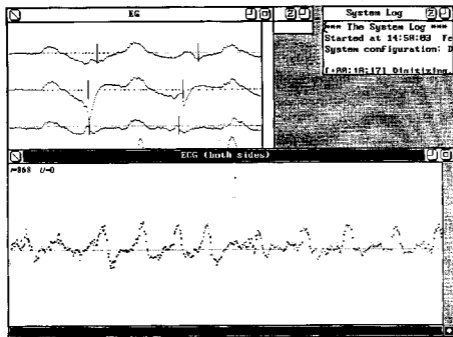


Рис.4. Окно псевдоЭКГ. Показан пример окна, содержащего псевдоЭКГ, построенную программой. В процессе работы с окном в его верхней части отображается момент времени и значение псевдоЭКГ в точке, указанной пользователем

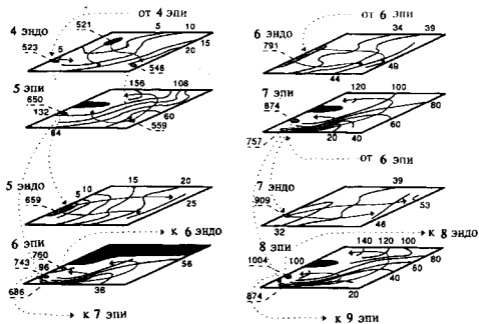


Рис.5. Волновые картины, зарегистрированные одновременно на эндо- и эпикардиальной поверхностях препарата стенки правого желудочка суслика. Номера волновых картин с пометками эндо или эпи указаны слева от изображения соответствующих поверхностей препарата. Относительные (для каждой волны) моменты активации в мс указаны рядом с соответствующими изохронами. Стрелками обозначены направления проведения возбуждения. Пунктирные стрелки показывают проведение возбуждения с одной поверхности препарата на другую. Области перехода заштрихованы. Рядом с ними показаны абсолютные значения момента перехода в мс. Зачернены функционально невозбужденные области

обработки в других графических пакетах, таких как Harvard Graphics и SigmaPlot (см. подпись к рис.3).

Обсуждение. Основным улучшением по сравнению с предыдущим вариантом установки «Волна» стало использование интегрированной среды на основе многооконного интерфейса, позволившей объединить в одной программе такие функции системы, как управление проведением эксперимента, обработку, представление и хранение данных. Одним из недостатков предыдущей системы было ограничение на длительность регистрируемых электрограмм (не более 4 с использованием 64 электродов при частоте дискретизации 1 кГц). В новой системе этот недостаток устранен и время регистрации определяется только объемом памяти компьютера. Кроме того, существенно расширен набор режимов формирования импульсов стимуляции препарата при регистрации данных. Обработка данных экспериментов, проведенных с помощью системы, позволила выявить связь между псевдоЭКГ, характерными для полиморфных аритмий (рис.4), и сложными изменениями во времени волновых картин, регистрируемых одновременно на эпикарде и эндокарде (рис.5). В некоторых случаях эти изменения представляли собой дрейф эктопического источника возбуждения. На рис.6 показан дрейф ядра ревербератора, зарегистрированный в одном из экспериментов. Модифицированный вариант установки «Волна» позволяет существенно расширить возможности эксперимента с целью поиска новых подходов к исследованию механизмов нарушения сердечного ритма.

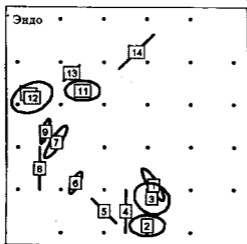


Рис.6. Дрейф ядра вихря на эндокарде. Точками отмечены положения регистрирующих электродов. Расположение электродов совпадает с расположением электродов на правой стороне карты рис.2. Эллипсы и линии обозначают положения ядра. Последовательность положений ядра условно обозначена числами в квадратах. Скорость дрейфа изменялась во времени

Работа выполнена при финансовой поддержке Международного фонда Дж.Сороса и Российского фонда фундаментальных исследований.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кринский В.И., Медвинский А.Б., Панфилов А.В. Эволюция автоволновых вихрей. М.: Знание, 1986.
2. Медвинский А.Б., Перцов А.М., Полищук Г.А. Фаст В.Г. //Электрическое поле сердца. М., 1983. С.38.
3. Барилко Ш.И., Кринский В.И., Перцов А.М., Турчин Л.А. //Автометрия. 1986. №3. С.52.
4. Буч Г. //Объектно-ориентированное проектирование с примерами применения. Пер. с англ. М.: Конкорд, 1992. С.173.
5. Коутс Р., Влеймник И. Интерфейс «человек-компьютер». Пер. с англ. М.: Мир, 1990. С.316.

Институт теоретической и экспериментальной
биофизики РАН, Пущино (Московская область);
Институт биофизики клетки РАН, Пущино
(Московская область);
Duke University, Durham, USA

Поступила в редакцию
28.08.1996

A SYSTEM FOR COMPUTER-AIDED VISUALIZATION OF PROPAGATION OF EXCITATION WAVES IN MYOCARDIUM

D.Yu. SARANCHKA, A.B. MEDVINSKY, N.I. KUKUSHKIN, V.V. SIDOROV, D.N. ROMASHKO, A.Yu. BURASHNIKOV,
A.V. MOSKALENKO, C.F. STARMER

*Institute of Theoretical and Experimental Biophysics, Russian Acad.Sci., Pushchino (Moscow region);
Institute of Cell Biophysics, Russian Acad.Sci., Pushchino (Moscow region); Duke University,
Durham, USA*

A method of computer-aided visualization of autowave vortices on the cardiac tissue surface is developed. The software for research into autowave vortex evolution is designed, which allowed an adequate presentation of excitation propagation along complex trajectories and the detection of the most essential features of excitation source behavior.