

# РАЗРАБОТКА ФОРМАЛИЗОВАННОЙ МОДЕЛИ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ГЕНЕРАТОРА СЕРДЦА И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ АНАЛИЗА КАРДИОСИГНАЛОВ

Ш.М.Х. Аль Гаиль, А.Н.Тушев, О.И. Хомутов, А.Г. Якунин

Модели эквивалентного электрического генератора сердца (ЭЭГС) широко используются в исследованиях его электрического поля, описывая состояние сердца через его эквивалентные электрические параметры относительно выбранного центра системы координат [1-6]. Любая модель ЭЭГС может быть охарактеризована следующими обобщенными качественными параметрами:

- физиологическая и физическая обоснованность;
- доступность для точного математического исследования (простота модели);
- возможность использования результатов моделирования в клинической практике как для нормальной деятельности сердца, так и для анализа патологических процессов.

Первая модель ЭЭГС была предложена в 1913 году Эйнтховеном. Согласно его гипотезе, тело человека можно представить в виде равностороннего треугольника, в центре которого расположено сердце как точечный источник электрических потенциалов (“Треугольник Эйнтховена”) [1]. В дальнейшем были достигнуты значительные успехи в ряде научных областей, которые способствуют более глубокому пониманию природы электрокардиограммы (ЭКГ):

1. На клеточном уровне достигнуто более ясное понимание связи между мембранным током и напряжением для клеток сердца.

2. Значительно обогатилось знание пространственно-временных характеристик распространения возбуждения и восстановления в миокарде.

3. Развитие средств цифровой вычислительной техники обеспечило возможность точного решения “прямой задачи электрокардиографии”, т.е. вычисления поверхностной ЭКГ по известному распределению электродвижущих сил (ЭДС) в сердце.

4. Достигнут значительный прогресс в попытках решения “обратной задачи”, т.е. вычисления ЭДС сердца по данным, получаемым при записи поверхностной ЭКГ.

На основе этих достижений был выдвинут ряд гипотез, имеющих целью объяснить механизмы образования ЭКГ и сыгравших определенную роль в формировании взглядов на природу ЭКГ и информативность элек-

трокардиографических отведений. Таковыми являются теория интерференции монофазных кривых (или теория бикардиограммы) (А.Ф.Самойлов), теория дифференцирования трансмембранного потенциала действия (ТМПД) (Бердон–Сандерсон и Пейдж) и теория эквивалентного диполя, получившая в настоящее время наибольшее распространение и лежащая в основе метода векторкардиографии [2]. К недостаткам этих теорий следует, прежде всего, отнести их слабую или недостаточно аргументированную связь с реальными физическими процессами в миокарде. А теория эквивалентного диполя является по существу лишь удобной формой представления электрической активности сердца и не может объяснить происхождение отдельных зубцов электрокардиографических кривых [5]. Попытки использовать модели ЭЭГС мультипольного типа приводят к значительному усложнению модели, уменьшение же порядка мультиполя повышает погрешности в результатах решения задачи и снижает практическую ценность модели [7].

Представленное ниже исследование является попыткой создать модель ЭЭГС, имеющую удовлетворительную физическую обоснованность и имеющую минимальное число параметров, что позволяет облегчить математический анализ.

## **Исходные предпосылки для синтеза модели:**

1. Сердце рассматривается как совокупность возбудимых единиц, что соответствует клеточному строению миокарда.

2. Каждая единица (клетка) может находиться в одном из двух состояний - возбужденном (имеющем электрический заряд) и невозбужденном (заряд отсутствует). Данное допущение является аппроксимацией формы трансмембранного потенциала прямоугольным импульсом (рис. 1).

3. Тело человека рассматривается как изотропная и гомогенная среда, что дает возможность использовать принцип суперпозиции. Имеются исследования, посвященные оценке влияния негомогенности, анизотропности и конечности проводящей среды [1, 5], из которых можно заключить, что искажения электрического поля, обусловленные этими

## РАЗРАБОТКА ФОРМАЛИЗОВАННОЙ МОДЕЛИ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ГЕНЕРАТОРА СЕРДЦА И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ АНАЛИЗА КАРДИОСИГНАЛОВ

факторами, будут касаться главным образом распределения эквипотенциалей, не вызывающая существенных изменений формы ЭКГ и временных соотношений в пределах кардиоинтервала.

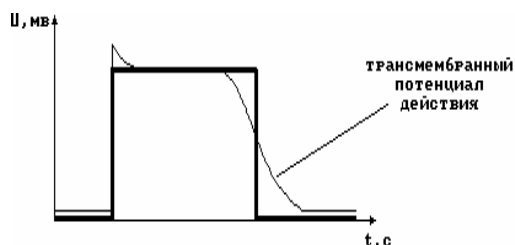


Рис. 1

4. При решении задачи используется математический аппарат электростатики. Поле постоянного тока в проводящей среде вне сторонних источников тока, как и электростатическое поле в областях, не занятых зарядами, удовлетворяют уравнению Лапласа, следовательно, можно воспользоваться методом электростатической аналогии, т.е. рассматривать элементарные источники тока как элементарные заряды.

5. Существенным параметром построения модели является микротопография распространения возбуждения по волокнам миокарда в толще стенок сердца и на его поверхности. Эта картина представляет собой довольно регулярный и хорошо описанный процесс и определяется геометрией сердца, локализацией в нем пучка Гиса с его разветвлениями, а также соотношением скоростей распространения возбуждения по миокарду и волокнам проводниковой системы.

В любой момент времени сердце имеет возбужденную область, в которой локализируются клетки, имеющие электрический заряд.

Суммарный электрический заряд этой области:

$$Q = \sum_{i=1}^n q = nq = \rho Vq, \quad (1)$$

где  $n$  - количество возбужденных клеток;

$q$  - элементарный электрический заряд (заряд одной клетки);

$\rho$  - средняя объемная плотность клеток миокарда;

$V$  - объем возбужденной области.

Эта заряженная область создает в некоторой точке пространства  $M$  потенциал  $\Phi_m$ [6]:

$$\Phi_m = \sum_{i=1}^n \frac{q}{r_i}, \quad (2)$$

где  $r_i$  - расстояние от  $i$ -го элементарного заряда до точки  $M$ .

Учитывая, что элементарный электрический заряд для всех клеток примерно одинаков, преобразуем (2) к следующему виду:

$$\Phi_m = nq \sum_{i=1}^n \frac{1}{nr_i} = \frac{Q}{R_m}, \quad (3)$$

где  $R_m$  - расстояние от точки  $M$  до "центра тяжести" заряженной области (рис.2).

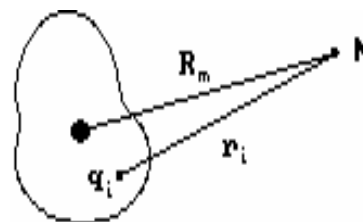


Рис. 2

Доказательство этого факта основано на теореме Гаусса и принципе аналогии электрических и механических явлений [6].

Применим рассмотренные выше теоретические положения к прямой задаче кардиологии, где  $M$  - точка отведения.

С течением времени форма и размеры возбужденной области сердца изменяются, соответственно изменяется величина результирующего заряда  $Q$  и расстояние до "центра тяжести" заряженной области. Так формируется изменение потенциала в точке отведения, т.е. ЭКГ.

*Примечание:* в электрокардиологии измеряется, естественно, не потенциал, а разность потенциалов. При снятии сигнала с однополюсных грудных отведений в качестве индифферентного электрода используется объединенный от трех удаленных точек (отведений R, L, F), суммарный потенциал на котором равен примерно 0,3 мВ. Этот уровень принимается за нулевой.

Таким образом, изменение электрической активности сердца можно описать перемещением электрического центра сердца (ЭЦС) и изменением его заряда. Такая модель ЭЭГС характеризуется всего четырьмя параметрами, изменяющимися во времени: тремя координатами и величиной заряда.

Изучение общих закономерностей образования ЭКГ, а также исследование влияния на ее форму таких факторов, как изменение геометрии сердца, блокады проводящих путей, изменение соотношения скоростей проведения, форма ТМПД и многих других может быть существенно облегчено сведением задачи к двумерному случаю. Поэтому на пер-

вом этапе работы был создан плоский вариант модели (в саггитальной плоскости), что позволило более строго описать задачу и освободить ее от несущественных на этом этапе подробностей, не нарушая при этом сформулированных общих принципов построения модели электрической активности сердца.

Своеобразие перехода к “двумерной электрокардиологии” будет заключаться в замене в формуле (1) объемной плотности на поверхностную, объема  $V$  на площадь  $S$  и уменьшении количества координат ЭЦС.

При исследовании модели использована реальная картина распространения возбуждения в одном из сечений сердца [1]. На рис. 3 показан процесс распространения возбуждения в миокарде (на начальном этапе) и соответствующее перемещение ЭЦС.

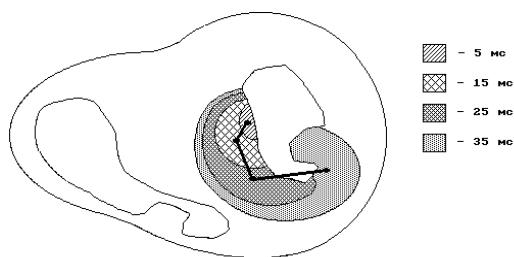


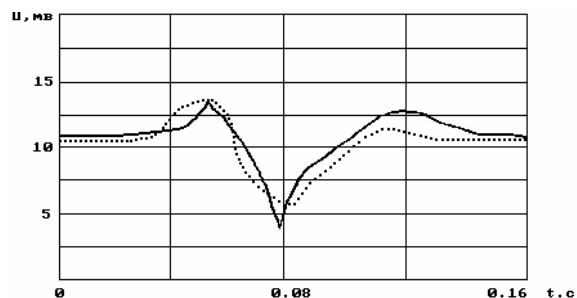
Рис. 3

В начальной фазе возбуждения желудочков электрическая активность направлена в перегородке слева направо и несколько вперед. Такая волна порождает положительное отклонение в отведениях, расположенных на груди справа от сердца (V1 и V2), тогда как крайние левые отведения (V5 и V6) регистрируют отрицательное отклонение.

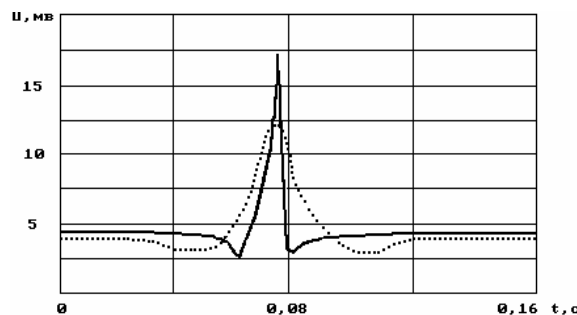
Сразу же после начала распространения возбуждения в глубину перегородки быстрое проведение по системе Пуркинье приводит к образованию в стенках волны возбуждения, направленной изнутри наружу. Через 12 мс после начала комплекса QRS электрическая активность ориентирована вперед и вправо. В результате этого приблизительно через 35 мс после начала комплекса QRS основной источник потенциалов локализуется в боковой и передней частях стенки левого желудочка. Отведения, расположенные на левой стороне груди (V5 и V6), воспринимают потенциал приближающейся волны возбуждения, а правые грудные отведения (V1 и V2) регистрируют уменьшение потенциала.

Аналогично, на основании картины распространения возбуждения в сердце, формируются последующие участки ЭКГ.

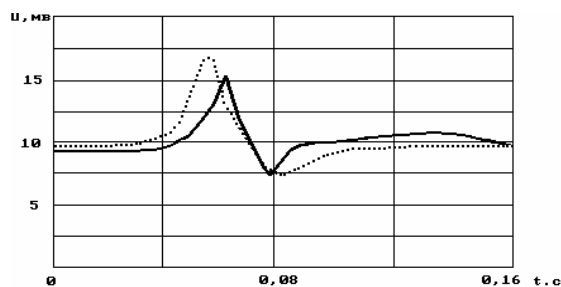
Полученные при моделировании результаты иллюстрируются рис. 4, где показаны сигналы в отведениях V1 (а), V3 (б) и V5 (в) (сплошная линия - реальная ЭКГ [2], пунктирная - модель).



а)



б)



в)

Рис. 4

На рис. 5 показано, каким образом предложенная модель может быть применена в медицинской практике. Сплошными линиями на нем показано направление решения основной (диагностической) задачи: полужирные стрелки – физически обоснованный путь, тонкие стрелки – эмпирический путь. Штриховыми стрелками показано направление исследования электрокардиологических явлений методами моделирования. Разветвления

## РАЗРАБОТКА ФОРМАЛИЗОВАННОЙ МОДЕЛИ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ГЕНЕРАТОРА СЕРДЦА И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ АНАЛИЗА КАРДИОСИГНАЛОВ

стрелок указывают на неоднозначность решения.

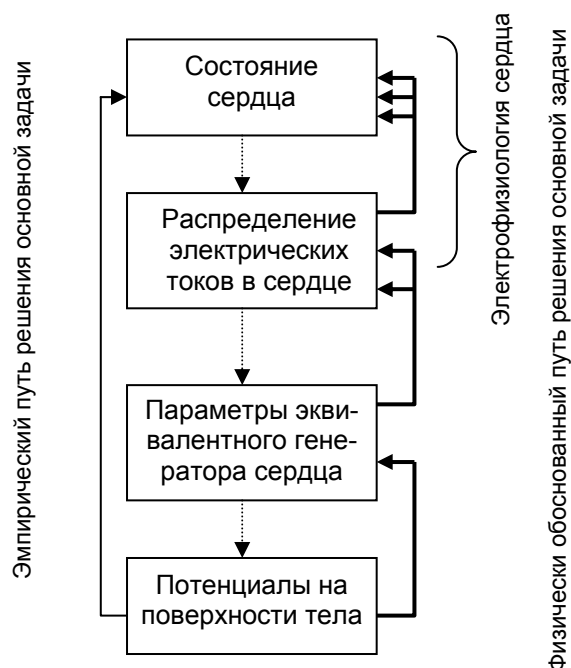


Рис. 5

Модельный подход помогает преодолеть многие трудности и неудобства, присущие чисто эмпирическим методам, позволяя сократить объем эмпирического поиска и систематизировать огромный объем накопленной информации. И, наконец, он обеспечивает необходимую наглядность интерпретации измеряемых величин, которая не только способствует повышению эффективности и более широкому распространению этого метода, но и облегчает его связь с другими диагностическими методами. Таким образом, модельный подход открывает физически обоснованный путь решения основной, диагностической задачи электрокардиографии, который в сочетании с эмпирическим путем может привести к ее оптимальному решению.

### Выводы

1. При помощи модели получены кривые, удовлетворительно воспроизводящие реальные ЭКГ, что убеждает в правильности выбранного подхода к вопросам моделирования электрической активности сердца.

2. Описанная модель генеза ЭКГ основывается на современных данных о структуре миокарда и его электрофизиологии. Определение параметров модели включает в себя учет таких физиологических констант, как форма ТМПД, скорость распространения

возбуждения по проводниковой системе и по миокарду и т.п., что позволяет проследить их влияние на формирование различных участков электрокардиографической кривой и образование некоторых патологических форм ЭКГ.

3. Простота модели ЭЭГС позволяет умозрительно, без использования вычислительной техники, представить связь между электрическими процессами в миокарде и соответствующими изменениями потенциала в точке отведения.

4. Клиническая практика и анализ литературы [2, 4] показывают, что при расшифровке ЭКГ, снятых с однополюсных грудных отведений, информативными параметрами являются номер отведения с максимальной амплитудой зубца R и переходная зона комплекса QRS - номер отведения, на котором регистрируется характерный "перегиб" ЭКГ. Проведенные исследования показали, что при использовании монозарядной модели ЭЭГС наблюдается отчетливая корреляция реальной и смоделированной ЭКГ именно по этим параметрам.

Таким образом, монозарядная модель ЭЭГС удовлетворяет требованиям, рассмотренным выше, что позволяет говорить о ее перспективности. Очевидно, дальнейшие исследования должны идти по пути более точного описания распределения потенциалов за счет придания модели объемности. Полученные результаты могут быть использованы для решения некоторых задач электрокардиологии, в частности, для уточнения параметров моделей ЭЭГС, реализованных в виде программ для ЭВМ.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Теоретические основы электрокардиологии / Под ред. К.В. Нельсона и Д.Б. Гезеловица. Пер. с англ. Л.И. Титамира. – М.: Медицина, 1979.
2. Чернов А.З., Кечкер М.И. Электрокардиографический атлас. – М.: Медицина, 1979.
3. Минкин Р.Б., Павлов Ю.Д. Электрокардиография и фонокардиография. – М.: Медицина, 1988.
4. Селивоненко В.Г. и др. Клиническая оценка отведений в электрокардиографии. – Киев, Здоровье, 1984.
5. Моделирование и автоматический анализ ЭКГ. – Москва: Наука, 1973.
6. Ахиезер А.И. Общая физика. – Киев: Наукова думка, 1981.
7. Баум О. и др. Сравнительный анализ погрешностей двух методов измерений мультипольных составляющих электрического генератора сердца // Измерительная техника. – 1992. – №6. – С. 55-58.