

ИЗМЕРЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОЛЯ СЕРДЦА В ОДНОРОДНОМ ОБЪЕМНОМ ПРОВОДНИКЕ

Б. М. ЦУКЕРМАН, Л. И. ТИТОМИР

*Институт проблем передачи информации АН СССР;
Институт хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР, Москва*

Описаны результаты экспериментального измерения потенциалов электрического поля изолированного сердца собаки в однородном объемном проводнике, построения эквипотенциальных карт поля и вычисления дипольного эквивалентного генератора сердца. Обсуждена форма распределения потенциала на сферической поверхности, окружающей сердце, и ее связь с хронотопографией распространения возбуждения в желудочках нормально работающего сердца теплокровного. Рассмотрено построение идеальной ортогональной векторкардиограммы.

Для формулировки эффективных математических моделей сердца как электрического генератора, которые можно было бы положить в основу решения диагностической, или «обратной» задачи электрокардиографии, необходимо располагать достаточно полными сведениями о реальном генераторе сердца при различных анатомических и физиологических условиях. При исследовании электрического поля сердца *in situ* потенциалы измеряют на поверхности тела, имеющего сложную геометрическую и электрическую структуру; поэтому информация о реальном генераторе сердца может быть сильно искажена воздействием «экстракардиальных» факторов. Для исследования электрического генератора сердца «в чистом виде», вне зависимости от свойств окружающей его среды, целесообразно помещать работающее сердце в искусственную среду с хорошо известными электрическими свойствами [1]. В качестве такой «модельной» среды удобно использовать физиологический раствор в сосуде, объем которого существенно больше объема сердца. При этих условиях можно приближенно считать, что генератор сердца функционирует в неограниченном однородном объемном проводнике; это существенно упрощает определение характеристик генератора по измеренным потенциалам. Именно такой методический подход принят в настоящем исследовании.

Экспериментальная часть работы была проведена авторами в физиологической лаборатории Института хирургии им. А. В. Вишневского вместе с сотрудниками этой лаборатории М. В. Кон и И. А. Торопчиной.

Изолированное сердце собаки, перфузируемое при помощи стабилизированного донорского кровообращения, помещали в сосуд большого объема с физиологическим раствором при температуре 38° С. Для измерения потенциалов электрического поля сердца использовали систему, изображенную схематически на рис. 1. Потенциалы отводятся серебряными электродами, установленными с угловым шагом 15° по углу элеванции в двух взаимно перпендикулярных меридиональных плоскостях сферической системы координат с вертикальной полярной осью. Систему электродов можно поворачивать вокруг этой оси (по азимуту) на любой угол. Потенциалы усиливаются и регистрируются 6-канальной системой

с фотографической записью (скорость развертки 500 мм/сек), для визуального контроля записи служит электрокардиоскоп. При помощи кнопочного коммутатора к входу регистрирующей системы поочередно подключаются группы из пяти электродов. К шестому каналу постоянно подключен опорный (нижний полярный) электрод, сигнал которого в дальнейшем используется для синхронизации сигналов всех отведений. Сочетая повороты электродной системы по азимуту и переключения коммутатора, получали кривые изменения потенциала электрического поля сердца в точках, распределенных с шагом 15° по азимуту и элевации на сферической поверхности диаметром 11 см вокруг сердца. Затем кривые

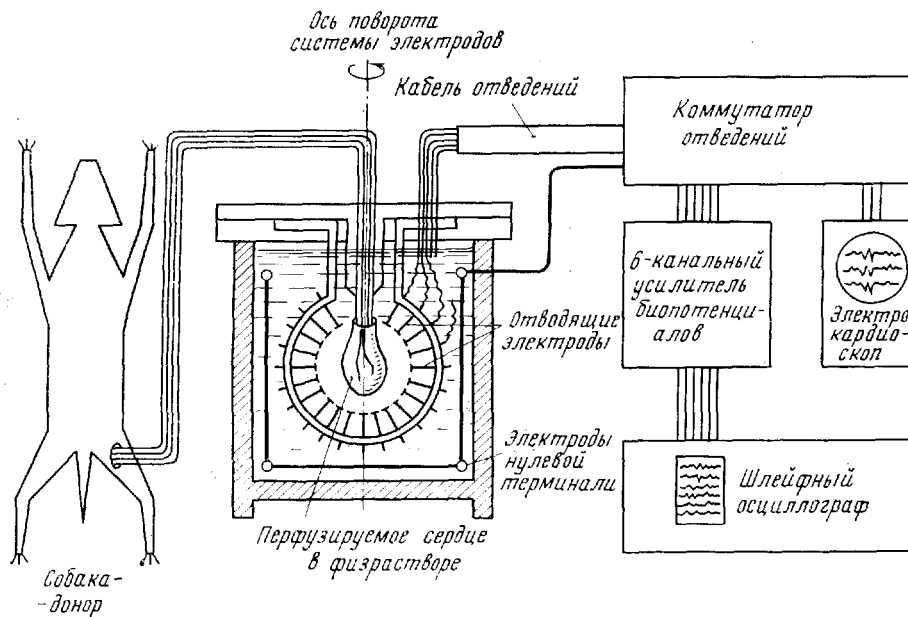


Рис. 1. Схема экспериментального измерения электрического поля сердца

синхронизировали и представляли в числовой форме, беря отсчеты с интервалом 4 мсек. Вся дальнейшая обработка данных осуществлялась по специально составленным программам на ЭЦВМ «Минск-22».

При вычислениях наряду со сферической системой использовали прямоугольную систему координат x, y, z , начало которой совпадает с центром сферы измерения, ось z совпадает с полярной осью и направлена вверх, т. е. приблизительно к основанию сердца, оси x и y лежат в экваториальной плоскости, причем ось x направлена приблизительно к левому желудочку. Заметим, что стандартная векторкардиографическая система координат отличается от этой системы направлением оси y (вниз) и оси z (назад).

Полученные данные позволили построить (при помощи ЭЦВМ) эквипотенциальные карты электрического поля на сферической поверхности, окружающей сердце. Представленные на рис. 2 карты соответствуют 12 моментам периода деполяризации желудочков (комплекса QRS электрокардиограммы). Моменты времени, отсчитываемые в миллисекундах от начала этого периода, указаны слева над каждой картой; справа приведены кривые изменения среднеквадратичной величины (мощности) потенциала на всей поверхности измерения, на которых вертикальной линией отмечена фаза возбуждения сердца, соответствующая данной карте. Карты отображают на прямоугольный участок плоскости рельеф потенциала, измеренный на сфере. Вертикальные линии соответствуют меридианам, а горизонтальные — параллелям (верхняя и нижняя горизон-

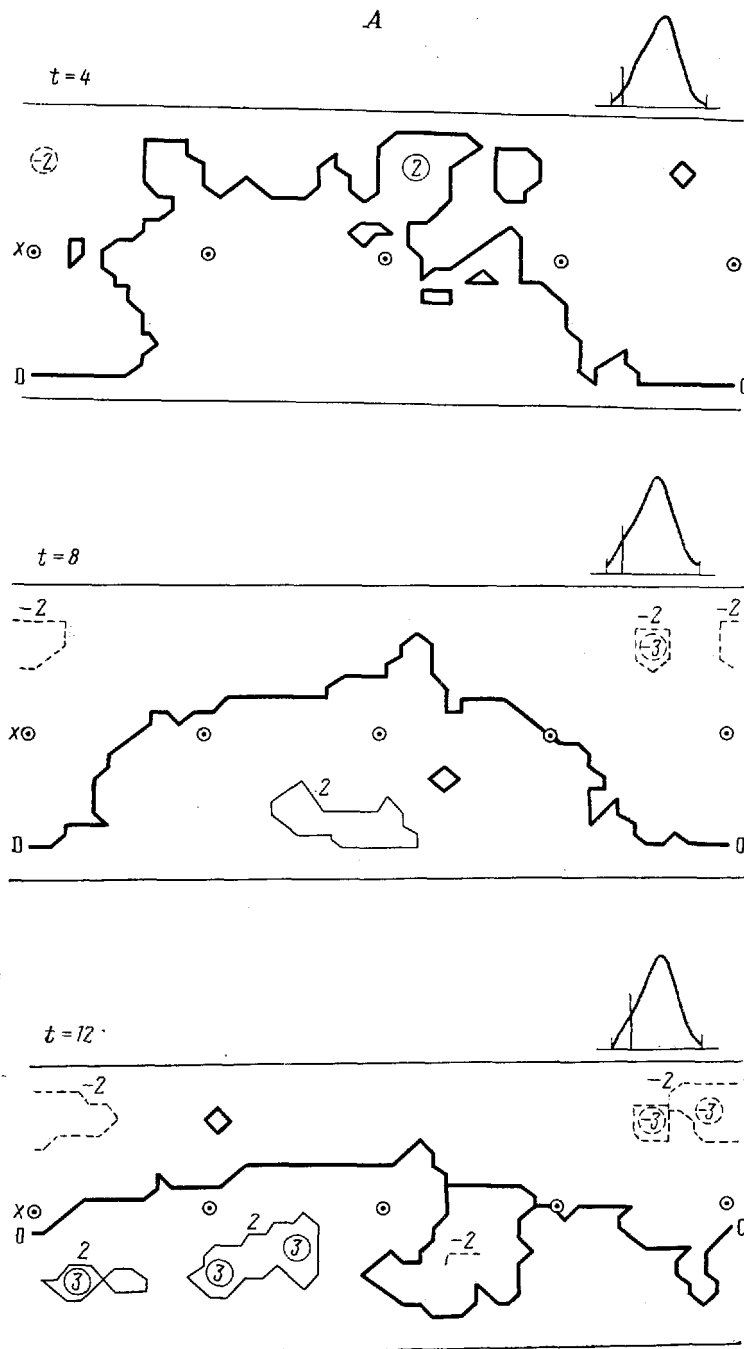


Рис. 2, (А — Г). Эквипотенциальные карты электрического поля сердца, полученные в эксперименте № 3

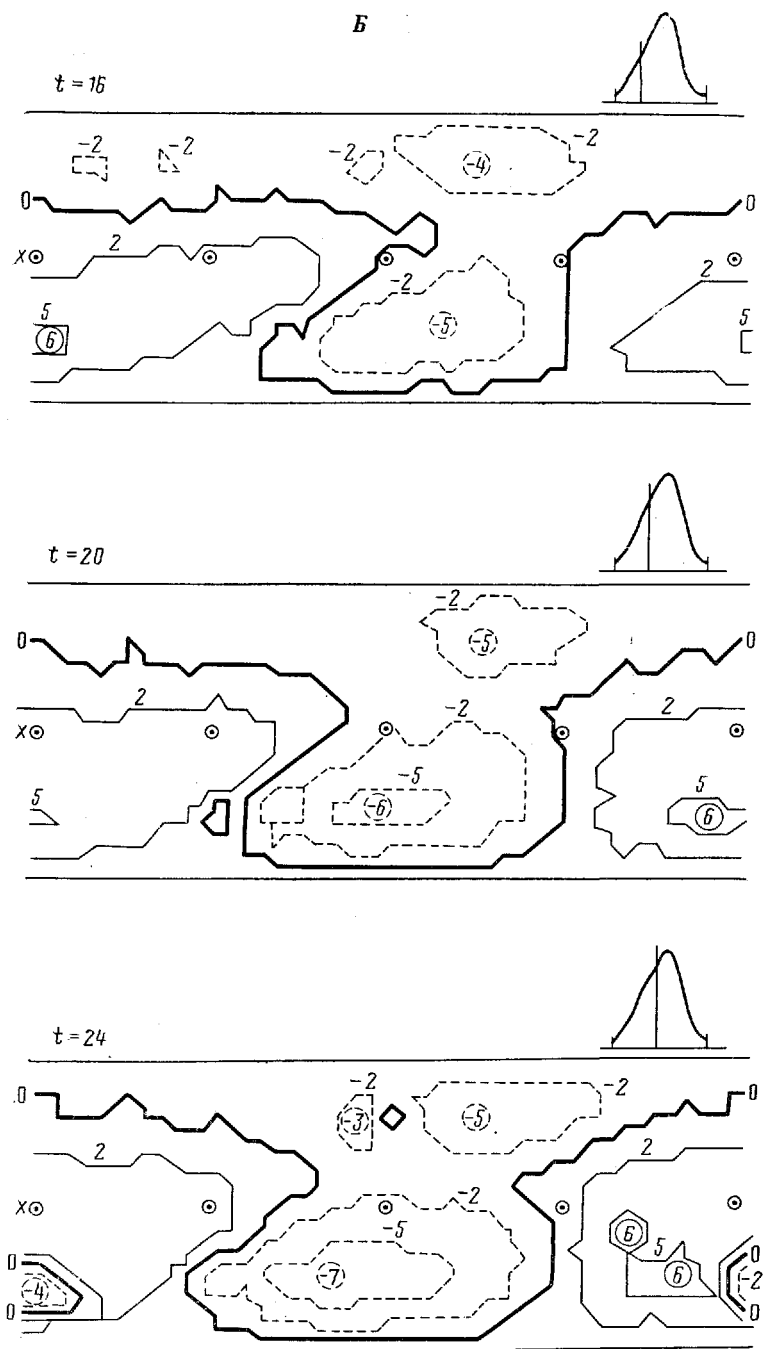


Рис. 2, Б

B

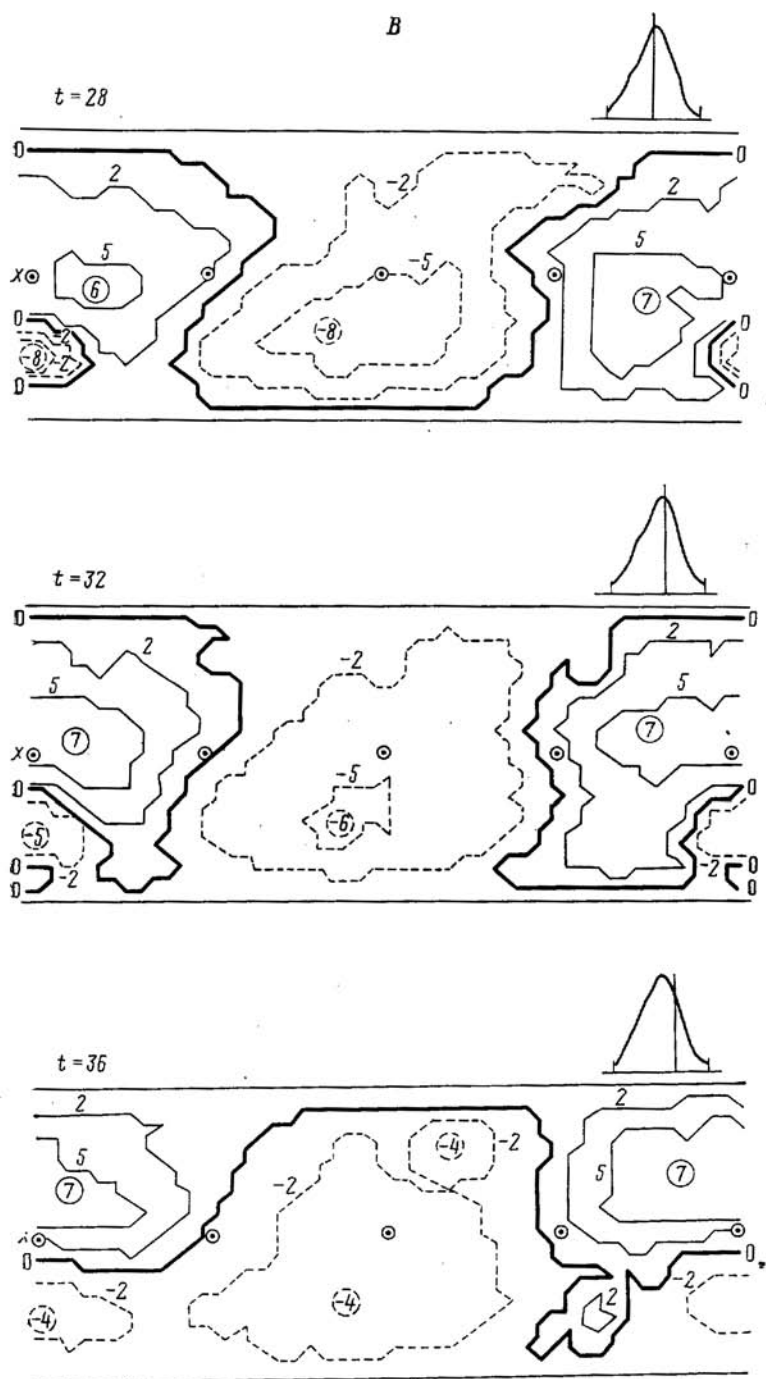


Рис. 2, *B*

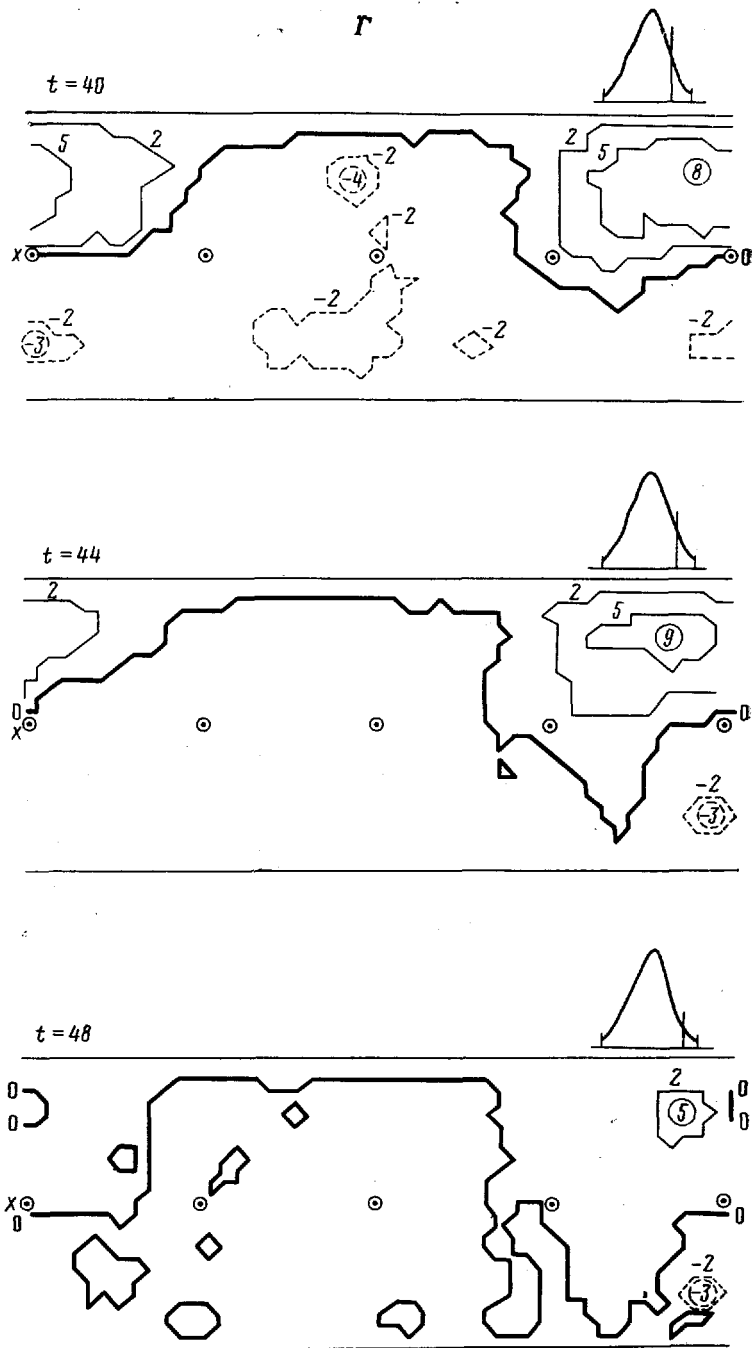


Рис. 2, Г

гальные линии — полюсам) исходной сферической сетки. Справа и слева карта ограничена нулевым меридианом, проходящим через положительную ось x . Следовательно, центральная часть карты изображает поле в области, прилегающей к правому желудочку, верхняя часть — к основанию и нижняя часть — к верхушке сердца. Нужно отметить, однако, что это сопоставление ориентаций сердца и системы координат имеет весьма приближенный характер, так как выбор строго определенного положения сердца во время опыта затруднителен. На картах представлены эквипотенциальные линии, соответствующие значениям потенциала 0; 0,2; 0,5; —0,2; —0,5 мв, а также указаны (в десятых долях милливольт) основные экстремумы распределения потенциала. Отметим, что при построении карт не применялись какие-либо специальные вычислительные процедуры для сглаживания данных.

Рассматривая эквипотенциальные карты, можно дать качественную оценку динамики изменения электрического поля в связи со следующими этапами распространения возбуждения в сердце: период $4 \div 20$ мсек — возбуждение охватывает межжелудочковую перегородку и переходит на субэндокардиальные слои желудочков, период $20 \div 36$ мсек — волна возбуждения распространяется широкоим фронтom в толще миокарда желудочков и разрывается, выходя на эпикардиальную поверхность в области верхушки, период $36 \div 48$ мсек — волны возбуждения смещаются к основанию сердца, их фронты сокращаются и к концу периода деполяризации почти полностью исчезают. В самом начале и в самом конце процесса деполяризации, когда измеряемые потенциалы малы и относительно сильно искажены экспериментальными ошибками, на картах видны многочисленные нулевые контуры сложной конфигурации. В средней части периода деполяризации четко выделяются одна положительная и одна отрицательная или одна положительная и две отрицательные зоны потенциала, причем в пределах каждой зоны может быть больше одного экстремума. Эта сложная картина распределения потенциала подтверждает, что электрический генератор не сводится к одному диполю (который в условиях этого эксперимента должен был бы создать распределение потенциала с одним положительным и одним отрицательным экстремумами). Поэтому достаточно подробное математическое описание генератора сердца может потребовать применения значительно более сложных моделей, чем самая простая и распространенная дипольная модель.

Описанный метод измерения электрического поля сердца позволяет легко вычислять характеристики эквивалентного генератора сердца мультипольного типа [2]. В настоящей работе мы ограничимся определением первого и наиболее существенного элемента мультипольного эквивалентного генератора — диполя сердца, который характеризуется вектором дипольного момента. Компоненты этого вектора по трем осям прямоугольной системы координат в любой момент времени выражаются следующими формулами [3]:

$$\begin{aligned} D_x &= 3\gamma R^2 \int_{\psi=0}^{2\pi} \int_{\theta=0}^{\pi} \varphi_s \sin^2 \theta \cos \psi \, d\theta \, d\psi, \\ D_y &= 3\gamma R^2 \int_{\psi=0}^{2\pi} \int_{\theta=0}^{\pi} \varphi_s \sin^2 \theta \sin \psi \, d\theta \, d\psi, \\ D_z &= 3\gamma R^2 \int_{\psi=0}^{2\pi} \int_{\theta=0}^{\pi} \varphi_s \sin \theta \cos \theta \, d\theta \, d\psi, \end{aligned} \quad (1)$$

где γ — удельная электропроводность объемного проводника (физраствора), R — радиус сферической поверхности измерения, φ_s — значение потенциала на этой поверхности, θ и ψ — угловые координаты (элевация и азимут) в сферической системе координат.

Кривые изменения компонент диполя сердца на протяжении периода деполяризации желудочков, рассчитанные на ЭЦВМ численным методом по формулам (1), представлены на рис. 3 (а, б и в). Отметим, что эти кривые совпадают (с точностью до постоянного коэффициента) с сигналами отведений «идеальной ортогональной системы» (понятие идеальной ортогональной системы электрокардиографических отведений обсуждается, например, в работе [4]). На графике рис. 3, г представлено изменение модуля вектора дипольного момента сердца, характеризующего суммарную интенсивность дипольной составляющей электрического ге-

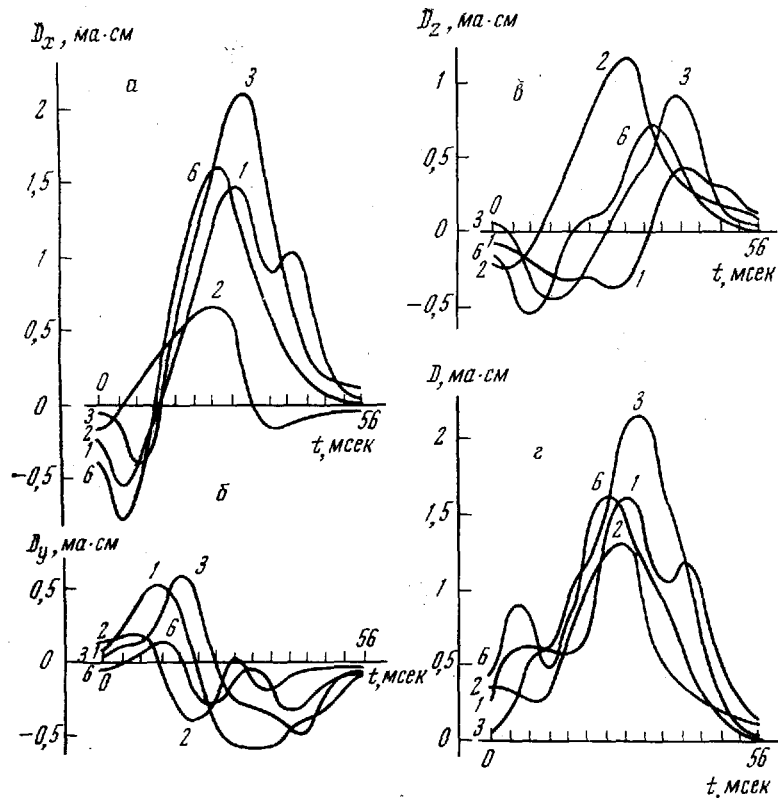


Рис. 3. Изменение компонент D_x , D_y , D_z и модуля D вектора дипольного момента сердца на протяжении периода деполяризации желудочков. Цифры у кривых указывают номер эксперимента

нератора. На рис. 4 эти же данные представлены в форме, более привычной для специалистов по векторкардиографии — как проекции траектории конца вектора дипольного момента на координатные плоскости (аналогичные плоским векторкардиограммам).

Дипольная составляющая генератора сердца, полученная в разных опытах, обладает некоторыми общими свойствами, характерными для сердца в норме. К этим свойствам можно отнести число, относительную величину и полярность экстремумов скалярных компонент диполя (рис. 3), ориентацию и другие характеристики плоских векторных петель (рис. 4). С другой стороны, дипольные характеристики имеют заметные индивидуальные различия, обусловленные как различием собственно генераторов, так и различием ориентации сердца в разных опытах. Различия этих двух видов можно в значительной степени разделить, анализируя векторные петли в собственной системе координат [5].

Представленный метод измерения и вычислительной обработки позволяет определить не только дипольную, но и более высокие составляю-

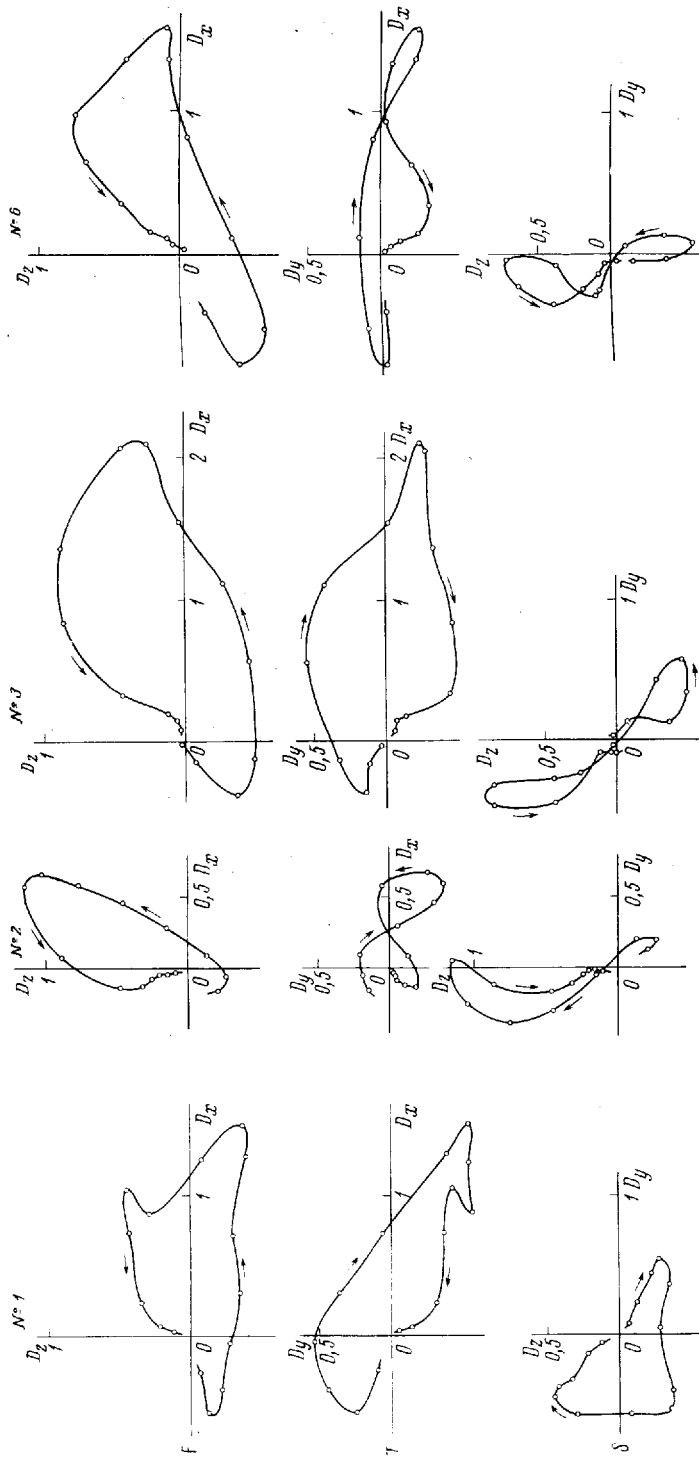


Рис. 4. Векторные петли дипольного момента сердца для периода деполяризации желудочков во фронтальной (F), трансверсальной (T) и сагиттальной (S) плоскостях. Крестики на кривых указывают моменты времени, разделенные интервалом 4 мсек. Над графиками указан номер эксперимента

щие мультипольного эквивалентного генератора сердца (квадрупольную, октапольную и т. д.), оценить их вклады в потенциал в области измерения и на основе этой оценки выбрать оптимальную модель электрического генератора сердца для решения диагностических задач.

* * *

Авторы признательны И. Ш. Пинскеру за ценные советы и постоянную поддержку в этой работе.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Taccardi B., Musso E., de Ambroggi L.*, in: Proceedings of the Satellite Symposium of the XXV International Congress of Physiological Sciences and of the XII International Colloquium Vectorcardiographicum, Bruxelles, 1972, p. 566.
2. *Geselowitz D. B.*, Proc. IRE, 48, 75, 1960.
3. *Plonsey R.*, Biophys. J., 6, 163, 1966.
4. *Титомир Л. И., Пинскер И. Ш., Цукерман Б. М.*, в сб.: Методы сбора и анализа физиологической информации, «Наука», М., 1969.
5. *Пинберггер Х. В.*, в сб. Вычислительные устройства в биологии и медицине, «Мир», М., 1967.

Поступила в редакцию
29.VIII.1974

MEASUREMENT OF THE HEART ELECTRICAL FIELD IN HOMOGENEOUS VOLUME CONDUCTOR

B. M. TSUCKERMAN, L. I. TITOMIR

*Institute of the Problems of Information Transmission, Ac. Sci. USSR,
A. V. Vishnevsky Institute of Surgery, Ac. Med. Sci. USSR, Moscow*

The paper describes a technique and some results of experimental measurements of electrical potentials generated by an isolated dog heart in homogeneous conductor, drawing equipotential maps of the field, and calculating the characteristics of the dipole equivalent generator of the heart. The form of potential distribution on a spherical surface around the heart and its ideal orthogonal vectorcardiograms are discussed.
