

# МЕТОДИКИ

УДК 613.172.4.014.421.7

*Б. М. Цукерман, Л. И. Титомир, М. В. Кон,  
И. А. Торончина*

## ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПОЛЯ ИЗОЛИРОВАННОГО СЕРДЦА СОБАКИ

Физиологическая лаборатория (зав. — проф. Л. Л. Шик) Института хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР и вычислительная лаборатория (зав. — проф. И. Ш. Пинскер) Института проблем передачи информации АН СССР, Москва

(Поступила в редакцию 30/XI 1973 г. Представлена акад. АМН СССР А. А. Вишневским)

Предложена методика исследования электрического поля изолированного перфузируемого сердца животного в жидком объемном проводнике. Потенциалы отводятся униполярно от 241 точки сферической поверхности, окружающей сердце. Электроды удалены от поверхности сердца на 1—2 см. Регистрация осуществляется группами по 6 отведений. Одно из них регистрируется во всех группах и служит для синхронизации. Методика предназначена для изучения различных видов эквивалентных электрических генераторов сердца (Бюлл. exper. биол., 1974, № 10, с. 119).

Ключевые слова: электрокардиография; электрическое поле сердца.

В основе современной электрокардиографии лежит определение параметров сердца как генератора электрического тока по измерениям распределения потенциалов на поверхности тела. Однако ввиду крайней сложности реального сердечного генератора точно определить его характеристики не представляется возможным. Поэтому стремление сделать электрокардиографию количественным методом исследования привело к созданию упрощенных математических моделей, так называемых эквивалентных электрических генераторов сердца [1]. Среди них одним из наиболее хорошо обоснованных является мультиполярный эквивалентный генератор [2].

Для выбора оптимального эквивалентного генератора необходимо точное и полное измерение потенциалов электрического поля сердца. Попытки решения этой задачи при исследовании человека встречают значительные трудности, связанные с неоднородностью электрических свойств тела, сложностью геометрической формы его поверхности и необходимостью синхронной регистрации потенциалов в очень многих точках. Эти трудности можно преодолеть, изучая электрическое поле изолированного сердца подопытного животного [3].

В настоящей работе описывается метод, разработанный для исследования электрического поля изолированного сердца, в частности, с целью изучения различных моделей эквивалентного генератора.

### Методика и результаты опытов

Изолированное сердце собаки, перфузируемое при помощи стабилизированного донорского кровообращения, помещали в сосуд кубической формы из органического стекла объемом около 30 л. Сосуд заполняли физиологическим раствором (объемный проводник), имеющим температуру 38°.

Схема измерения представлена на рис. 1. Конструкция состоит из двух одинаковых колец, сделанных из изоляционного материала, жестко скрепленных между собой верхним и нижним полюсами и расположенных в двух взаимно перпендикулярных меридиональных плоскостях. Внутри колец располагают изолированное сердце, по возможности совмещая его

геометрический центр с центром образуемой кольцами сферы. При этом направление продольной оси сердца делают возможно ближе к вертикальному. При помощи специального устройства сокращающееся сердце удерживается в этом положении на протяжении всего опыта. Описанную конструкцию можно поворачивать вокруг вертикальной оси (вокруг сердца). На каждом кольце расположено по 20 отводящих серебряных электродов диаметром 5 мм, которые закреплены на концах тонких пластмассовых трубок, направленных по радиусам колец и обращенных электродами к поверхности сердца. Угол между соседними электродами на кольце составляет  $15^\circ$ . Расстояние электродов от поверхности сердца можно изменять. Один дополнительный электрод расположен на нижнем пересечении колец. Его положение при любом повороте системы остается неизменным, поэтому отводимый им сигнал использовали в качестве опорного для синхронизации сигналов всех остальных отведений. Потенциалы, отводимые электродами, измеряли униполярно относительно потенциала «нулевой терминали», образуемой восемью соединенными между собой электродами. Последние расположены в углах сосуда, в точках, наиболее удаленных от сердца.

Для получения подробной картины распределения потенциалов необходимо отведение от большого числа точек объемного проводника. С этой целью описанную выше конструкцию, состоящую из двух колец с закрепленными на них электродами, перед каждым последующим этапом измерений поворачивали вокруг вертикальной оси (т. е. вокруг сердца) на угол  $15^\circ$  — всего на протяжении опыта на  $90^\circ$ . Эта методика дала возможность получить 241 отведение от точек, равномерно распределенных по сфере вокруг сердца и отстоящих от него на 1—2 см.

Для усиления и регистрации отводимых биопотенциалов применяли шестиканальный усилитель и шлейфный осциллограф. Так как необходимым условием измерения являлась одновременная обработка всех записываемых кривых, 1 канал регистрации всегда использовали для опорного синхронизирующего отведения, остальные 5 каналов поочередно подсоединяли ко всем остальным отводящим электродам. Для визуального контроля записи использовали трехканальный электрокардиоскоп ВЭКС-4. Продолжительность всех измерений составляла 20—25 мин. Для последующей обработки отбирали опыты, в которых не наблюдалось заметных изменений в состоянии сердца за время регистрации. Для того чтобы установить соответствие

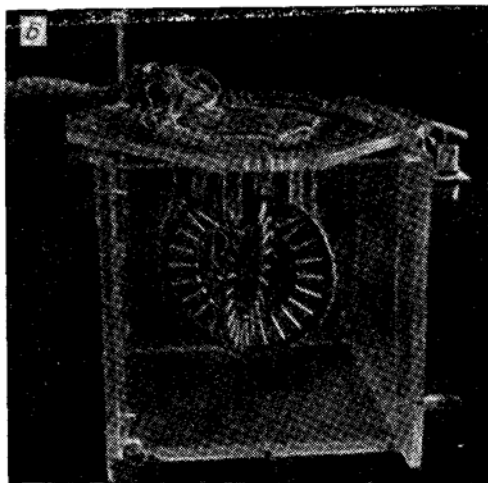
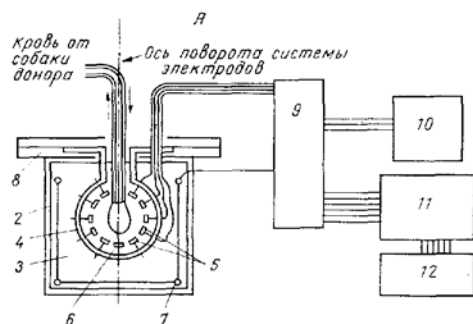
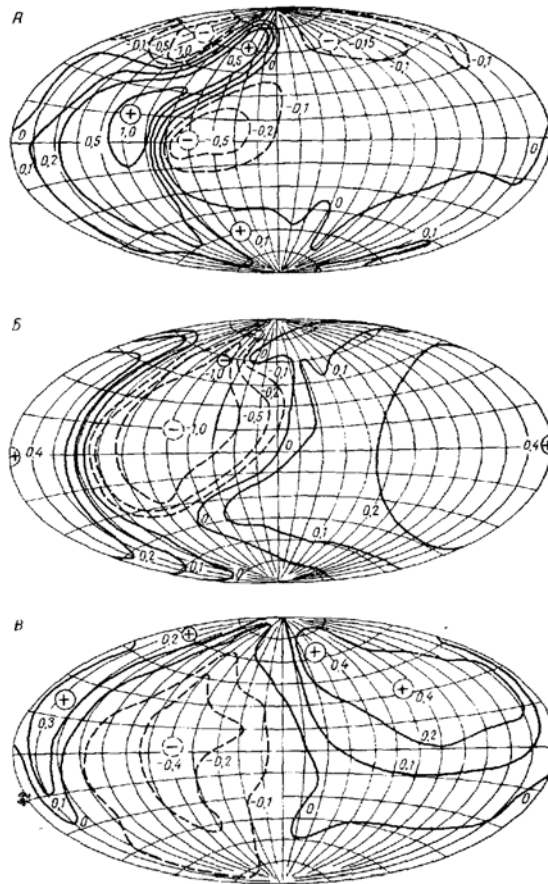


Рис. 1. Экспериментальная установка для исследования электрического поля изолированного сердца животного.

**А** — блок-схема установки. 1 — изолированное перфузируемое сердце; 2 — сосуд в форме куба из органического стекла; 3 — физиологический раствор (объемный проводник); 4 — кольцо с закрепленными на нем отводящими электродами; 5 — отводящие электроды; 6 — отводящий электрод опорного отведения; 7 — электроды «нулевой терминали»; 8 — механизм поворота системы электродов вокруг сердца; 9 — коммутатор отведений; 10 — электрокардиоскоп; 11 — шестиканальный усилитель биопотенциалов; 12 — шлейфный осциллограф. **Б** — внешний вид системы отводящих электродов.

Рис. 2. Эквипотенциальные карты распределения потенциалов в объемном проводнике на сферической поверхности вокруг сердца.

А — через 12 мс от начала комплекса QRS; Б — в средней части комплекса QRS (28 мс); В — через 44 мс от начала комплекса QRS. Ориентация сердца по отношению к эквипотенциальным картам: верх — основание сердца; низ — верхушка сердца; слева от вертикальной линии — правый желудочек; справа — левый желудочек.



результатов измерений пространственному распределению возбуждения в сердце, последнее ориентировали всегда одинаковым образом.

Для представления кривых в числовой форме на участке комплекса QRS длительностью около 60 мс измеряли амплитуды кривых (в милливольтках) в последовательных временных точках, разделенных интервалом 4 мс. Совмещение последовательно записанных кривых во времени (синхронизацию) осуществляли при помощи опорного сигнала. В результате получены значения потенциала электрического поля сердца на сферической поверхности вокруг сердца в последовательные моменты периода деполяризации желудочков.

На рис. 2 показаны эквипотенциальные карты распределения потенциала электрического поля сердца для трех моментов времени, соответствующих начальному, среднему и конечному участкам комплекса QRS. Первая карта соответствует моменту, когда возбуждение охватывает межжелудочковую перегородку и субэндокардиальные области желудочков. На карте видно несколько экстремумов, которые указывают на то, что сердечный генератор в данный момент времени имеет сложную и явно недипольную структуру. Вторая и третья карты соответствуют распространению возбуждения в толще миокарда желудочков. Распределение потенциалов на них имеет более «дипольный» характер.

Результаты описанных измерений дают возможность вычислять параметры эквивалентных генераторов сердца любой заданной структуры, ограничивая последнюю лишь погрешностью описания поля сердца, свойственной данной методике.

ЛИТЕРАТУРА. 1. Баум О. В., Дубровин Э. Д., Титомир Л. И. В кн.: Моделирование и автоматический анализ электрокардиограмм. М., 1973, с. 35. — 2. Geselowitz D. B., Proc. IRE, 1960, v. 48, p. 75. — 3. Taccardi B., Marchetti G. В кн.: Electrophysiology of the Heart. New York, 1965, p. 257.

#### STUDY OF THE ELECTRICAL FIELD OF AN ISOLATED DOG HEART

B. M. Tsuckerman, L. I. Titomir, M. V. Kohn, I. A. Toropchina

A. V. Vishnevsky Institute of Surgery of the USSR Academy of Medical Sciences and Institute of Information Transmission of the USSR Academy of Sciences, Moscow

The authors suggest a method of study of the electrical field of an isolated perfused heart of the animals in a fluid volumetric conductor. Potentials were led off unipolarly from 241 po-

nts of the spherical surface surrounding the heart. The electrodes were removed from the surface of the heart by 1—2 cm. Groups of 6 leads were recorded simultaneously; one of them was recorded in all the groups and served for synchronization. This method is intended for studying various types of equivalent electrical heart generators.

УДК 612.17-087.38:53.087.92

В. Б. Захаржевский, М. П. Гринблат

## ИСПОЛЬЗОВАНИЕ КРЕМНИОРГАНИЧЕСКИХ КОМПАУНДОВ ХОЛОДНОГО ОТВЕРЖДЕНИЯ ДЛЯ ДАТЧИКОВ, ИМПЛАНТИРУЕМЫХ НА КОРОНАРНУЮ АРТЕРИЮ СЕРДЦА СОБАК

Лаборатория кортико-висцеральной физиологии и патологии (зав. — проф. И. Т. Курцин) Института физиологии им. И. П. Павлова АН СССР и Всесоюзный научно-исследовательский институт синтетического каучука им. акад. С. В. Лебедева, Ленинград

(Поступила в редакцию 21/1 1974 г. Представлена акад. В. Н. Черниговским)

Нетоксичность, биологическая инертность, прекрасные формующие свойства и значительная эластичность послужили основанием для использования кремнийорганических компаундов холодного отверждения с целью поверхностной герметизации датчиков, имплантируемых на коронарную артерию сердца собак. Учитывая преимущественную адгезию покрытия к силикатным материалам, разработали оригинальную конструкцию датчика с эластичным креплением к сосуду. Использование покрытия позволяет свести к минимуму неблагоприятные химические и механические влияния имплантируемого устройства. Целесообразно широкое использование в физиологии кремнийорганических компаундов для покрытия различных вживляемых устройств (Бюлл. экспер. биол., 1974, № 10, с. 122).

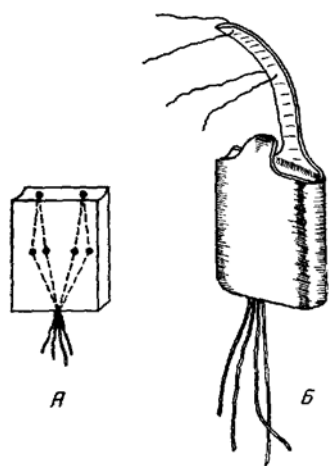
Ключевые слова: имплантируемые датчики; поверхностная герметизация.

Имплантация различного рода датчиков на сосуды сердца животных (регистрация скорости кровотока, объемного пульса артерий и пр.), как правило, сопровождается местным реактивным разрастанием соединительной ткани, в ряде случаев приводящим к полной облитерации сосуда. Интенсивность соединительнотканной реакции определяется совокупностью химических и механических влияний имплантата.

Разработанная нами конструкция датчика с универсальным гибким креплением к сосуду и эластичным покрытием позволяет свести к минимуму эти влияния. Как видно из приводимого рисунка, рабочие элементы датчика монтируются в колодке из органического стекла, а крепление к сосуду обеспечивается с помощью отрезка силиконовой трубки, надеваемого сверху на колодку. Нанесение по всей поверхности датчика покрытия из кремнийорганических компаундов холодного отверждения типа КЛТ-30, отличающегося нетоксичностью, биологической инертностью и высокой адгезией к силикатным материалам, обеспечивает монолитность конструкции. Покрытие содержит в качестве основы низкомолекулярные силоксановые каучуки, а в качестве наполнителя — нетоксичную двуокись титана. Препарат КЛТ-30 представляет собой самовулканизирующийся однокомпонентный состав, в который включен и отвердитель (метилтриацетоксисилан). Отверждение композиции происходит под действием влаги воздуха при температуре 20—40°. Высокие диэлектрические свойства покрытия (тангенс угла диэлектрических потерь — 0,01, удельное объемное сопротивление —  $10^{13}$  ом·см, диэлектрическая проницаемость — 3,4) и гидрофобность обеспечивают надежную изоляцию элементов датчика, а значительная эластичность (85%) позволяет демпфировать неблагоприятные механические воздействия.

Указанная конструкция существенно облегчает процедуру наложения датчика на сосуд, обеспечивает надежную фиксацию к сосудам разного диаметра, устрания необходимости готовить к операции набор датчиков.

Результаты испытания подобных датчиков в условиях имплантации на коронарную артерию сердца собак (на срок от 2 до 12 мес) свидетельствуют о высокой степени биологической инертности покрытия, сводящего к



Конструкция вживляемого датчика.

А — колодка из органического стекла с смонтированными элементами и отводящими проводами; Б — готовый к имплантации датчик с лигатурами, обеспечивающими его фиксацию к сосуду.