

3. Отсутствие выраженных гиперкоагуляционных изменений крови и тромбоза на поверхностях искусственного желудочка сердца свидетельствует о том, что силиконовый каучук обладает тромборезистентными свойствами.

4. Применение силиконового покрытия в искусственном желудочке сердца позволяет использовать его в течение продолжительного времени для вспомогательной перфузии.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Илышева Г. Н. Коагуляционные свойства крови при протезировании желудочков сердца в эксперименте. Дисс. канд. М., 1971. — 2. Петровский Б. В., Шумаков В. И. Проблемы искусственного сердца и вспомогательного кровообращения. М., 1970. — 3. Рутберг Р. А. Лабор. дело, 1960, № 2, с. 7. — 4. Туголуков В. Н. Врач. дело, 1953, № 2, с. 151. — 5. Челуров А. К., Якунин Г. А. В кн.: Моделирование, методы изучения и экспериментальная терапия патологических процессов. М., 1973, с. 114. — 6. Шестаков В. А. Влияние рН ионов на свертывание крови в онтогенезе. Дисс. канд. М., 1968. — 7. Шумаков В. И., Толпекин В. Е., Юдин А. А. Грудная хир., 1973, № 1, с. 69. — 8. Chandler A., Lab. Invest., 1958, v. 7, p. 110. — 9. De Bakey M., Am. J. Cardiol., 1971, v. 27, p. 3. — 10. Fearly G., J. clin. Path., 1964, v. 17, p. 307. — 11. Jürgens J., Klin. Wschr., 1957, Bd 35, S. 303. — 12. Kantrowitz A., Akutsu P., J. A. M. A., 1966, v. 197, p. 525. — 13. Kolf W., Transplant. Proc., 1971, v. 3, p. 1449. — 14. Liotta D., Hall W. et al. Trans. Am. Soc. Artific. intern. Organs, 1966, v. 12, p. 129. — 15. Margbet R., Winterstein A., Arztl. Forsch., 1955, Bd 9, S. 460. — 16. Mocchi N., Cascom A., Progr. med. (Napoli), 1958, v. 14, p. 40. — 17. Salzmann E., Blood, 1971, v. 38, p. 509. — 18. Sawyer P., Trans. Am. Soc. artific. intern. Organs, 1965, v. 11, p. 270.

#### THROMBORESISTANT EFFECT OF EMPLOYING SILOXAN RUBBER IN THE CONSTRUCTION OF ARTIFICIAL CARDIAC VENTRICLE

*V. I. Shumakov, A. K. Chepurov, V. E. Tolpekin, T. L. Egorov, L. Z. Khazen*

#### Summary

Thromboresistant properties of siloxan rubber, used as a coating in the construction of artificial cardiac ventricle, were studied in experiments on dogs. It was found that, notwithstanding a certain hypercoagulative effect caused mainly by the operation trauma and the damage inflicted on the thrombocytes in the blood chamber of the artificial ventricle, siloxan rubber displays well-marked thromboresisting properties. The siloxan coating in the artificial cardiac ventricle provides for its utilization for a lengthy period of time in auxiliary perfusion.

УДК 612.172.4.014. 2

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

#### ОПРЕДЕЛЕНИЕ МУЛЬТИПОЛЬНЫХ КОМПОНЕНТ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ГЕНЕРАТОРА ИЗОЛИРОВАННОГО СЕРДЦА

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

Поступила 30/XI 1973 г.

В развитии современной электрокардиографии все большую роль приобретает стремление сделать ее количественным методом исследования. Успех этого зависит, в частности, от разработки новых способов регистрации и оценки ЭКГ, которые позволили бы определять характеристики сердца как генератора электрического тока.

Реальное сердце как генератор обладает крайне сложной структурой, что связано, в частности, с наличием огромного числа возбуждающихся волокон, многообразием и извилистостью путей распространения возбуждения. Поэтому даже сформулировать его характеристики не представляется возможным. В связи с этим реальный генератор сердца заменяют эквивалентным [2], имеющим заведомо более простую и известную структуру. Условием эквивалентности является требование, согласно которому эквивалентный генератор, будучи введенным в грудную клетку вместо сердца, приводил бы приблизительно к такому же распределению потенциалов на поверхности тела, как и настоящее сердце. По существу эквивалентный генератор представляет собой модель сердца задаваемой структуры, имеющей определенные параметры. Их значения могут быть определены при специальной обработке ЭКГ в отведениях с поверхности тела. Предполагается, что изменения в состоянии сердца влияют на количественную характеристику эквивалентного генератора так же, как и на реальный сердечный генератор. Это означает, что полученное описание

может быть применено для электрокардиографической диагностики. Оно представляется в цифровом виде и поэтому особенно удобно при использовании вычислительных устройств для электрокардиографической диагностики.

Наиболее известным типом эквивалентного генератора является одиночный точечный диполь тока, расположенный в фиксированной точке («электрическом центре») сердца [5]. Эта модель привлекает простотой, ясностью физической интерпретации и тем, что для ее описания достаточно всего трех параметров. Созданные для их измерения скорректированные ортогональные системы отведений [1] получают все более широкое распространение. Однако клиническая проверка показала, что качество электрокардиографической диагностики при их применении несколько хуже, чем при общепринятых 12 отведениях [9]. Это означает, что эквивалентный генератор типа одиночного диполя описывает реальный сердечный генератор слишком приближенно, теряя важную для диагностики информацию.

Главными требованиями к эквивалентному генератору сердца являются его простота и сохранение всей важной для диагностики информации. Восполнить информацию, теряемую дипольной моделью, можно, усложнив структуру эквивалентного генератора. В принципе сложный эквивалентный генератор [6] позволяет описать генератор реального сердца с высокой точностью. Однако при этом необходимо и очень большое число отведений. Поэтому было предложено дополнить дипольный генератор (мультиполь первого порядка) квадруполем (мультиполь второго порядка) и даже октаполем (мультиполь третьего порядка)<sup>1</sup> [4, 6, 8]. Эти предложения носили в значительной мере эвристический характер, так как не были достаточно хорошо известны относительные вклады потенциалов, обусловленных мультиполями разных порядков, в поле реального сердца. Оценка этих величин для здорового сердца является задачей настоящего исследования.

### Материал и методы

Непосредственная задача эксперимента — измерение электрического поля изолированного сердца собаки, погруженного в объемный проводник. Целью последующей обработки результатов измерений являлась оценка вклада дипольных, квадрупольных и суммы высших мультипольных компонент в формирование комплекса QRS в последовательные моменты времени.

Изолированное сердце собаки, перфузируемое кровью собаки-донора, погружали в сосуд большого объема, имеющий форму куба, заполненный физиологическим раствором температуры 38°. ЭКГ записывали униполярно в 241 отведении от электродов, расположенных по сфере вокруг сердца на расстоянии от его поверхности 1—2 см. Восемь электродов, объединенных в одну «нулевую терминаль», располагали в углах сосуда, в точках, наиболее удаленных от сердца. Для усиления отводимых сигналов применяли 6-канальный усилитель. Запись производили при помощи шлейфного осциллографа со скоростью движения бумаги 50 см/с. Чувствительность каждого канала усиления, включая регистратор, составляла 2 см/мВ. Регистрацию осуществляли группами по 5 отведений, для переключения применяли кнопочный коммутатор. Шестой канал служил для регистрации опорного (синхронизирующего) отведения, которое записывали всегда в связи с необходимостью совместной обработки всех регистрируемых отведений. Для визуального контроля записи использовали 3-канальный электрокардиоскоп.

Комплекс QRS в каждом из 241 отведения делили по времени на 15 одинаковых участков с интервалом 4 мс, на каждом из которых измеряли моментное значение регистрируемого сигнала в милливольтх. В результате такой обработки получали 15 таблиц, содержащих по 241 значению потенциала.

Для получения пространственного представления о распределении потенциалов эти таблицы изображали в виде эквипотенциальных карт. Последние представляли собой проекции сферы (образуемой отводящими электродами) на плоскость, на которую наносили эквипотенциальные линии. Для сравнения получаемых данных с хронотопографией возбуждения в сердце его всегда располагали одинаково по отношению к системе отведений.

При определении компонент мультипольного эквивалентного генератора исходили из того, что сердце находится в гомогенном объемном проводнике бесконечно большой протяженности. Это допущение вполне приемлемо, так как сосуд, в который погружено сердце, велик по объему, а конструкция электродов занимает небольшое пространство и удалена от сердца. Кроме того, полагали, что точка расположения эквивалентного генератора совпадает с анатомическим центром сердца. При указанных условиях распределение потенциалов, установленное на этой сфере в эксперименте, давало возможность вычислить компоненты эквивалентного мультипольного генератора сердца. Расчеты производили по уравнениям, основанным на свойстве ортогональных сферических функций [7]. Вычислительные операции выполняли на электронно-вычислительной машине.

<sup>1</sup> Вопрос о выборе оптимальной модели чрезвычайно важен для практической электрокардиографии, так как с увеличением порядка эквивалентного генератора число отведений, необходимых для определения его параметров, быстро нарастает. Для определения 3 параметров эквивалентного диполя необходимо 3 отведения с поверхности тела, для определения квадрупольного — дополнительно 5, для октапольного, имеющего 7 параметров, — 7 дополнительных отведений. — А в т.

В настоящей работе вычислены компоненты двух первых членов мультипольного эквивалентного генератора — диполя и квадруполь. Кроме того, в относительных величинах рассчитан вклад дипольных, квадрупольных и высших мультипольных составляющих в потенциал на поверхности сферы измерения в разные моменты комплекса *QRS*.

### Результаты и их обсуждение

Результаты количественного анализа ЭКГ выражены не только в числовой, но и в графической форме. На рис. 1 представлены результаты определения 3 дипольных компонент в скалярном и векторном изображении. Три скалярные проекции вектора диполя на оси *X*, *Y* и *Z* (см. рис. 1, *A*) представляют собой привычные изображения комплекса *QRS* (сильно растянутые во времени) в том виде, в каком они были бы зарегистрированы в идеальной, полностью скорректированной системе ортогональных отведений. От-

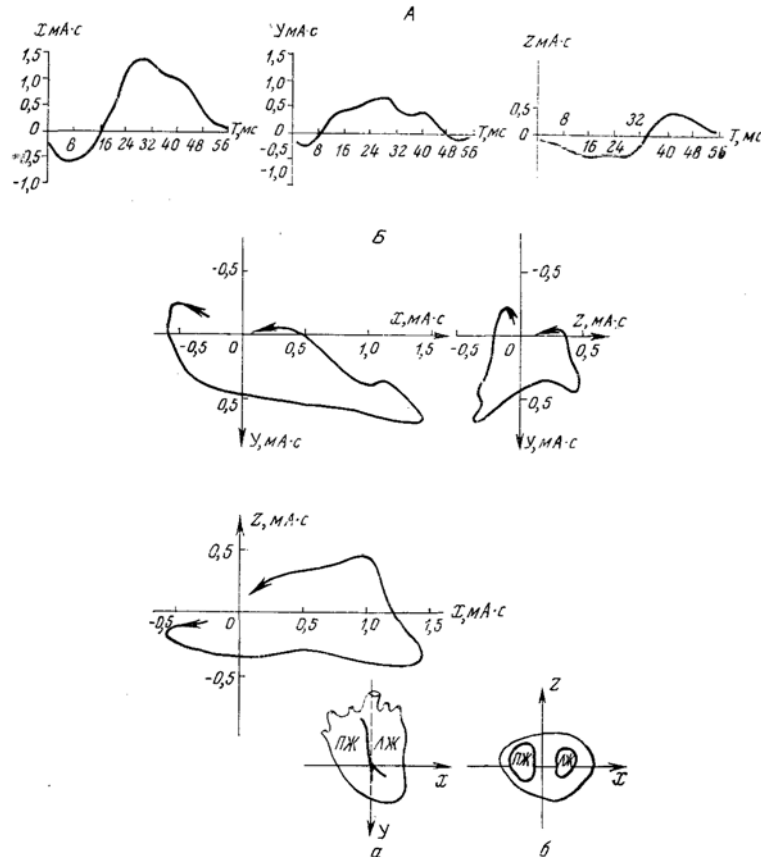


Рис. 1. Дипольные компоненты эквивалентного генератора сердца.

*A* — скалярные проекции вектора диполя на оси *X*, *Y*, *Z*; *B* — проекции пространственной векторной петли на фронтальную, трансверзальную и сагиттальную плоскости. *a* — вид спереди; *b* — вид сзади; ПЖ — правый желудочек; ЛЖ — левый желудочек.

личие состоит лишь в том, что в результате сделанных расчетов эти кривые выражались в абсолютных значениях дипольного момента (миллиампер на сантиметр). В векторкардиографическом изображении проекции пространственного вектора на фронтальную, трансверзальную и сагиттальную плоскости представлены на рис. 1, *B*.

Графически можно представить изменение во времени и 5 квадрупольных компонент. Однако непосредственное их сравнение с компонентами диполя невозможно из-за того, что они имеют разные размерности. Поэтому целесообразнее сравнить их по вкладу, который они вносят в величину потенциала в области расположения отводящих электродов. Для снижения влияния погрешности измерений, а также для получения обобщенной характеристики этого вклада он оценивается в виде отношения среднего квадрата потенциала рассматриваемых мультиполей к среднему квадрату полного потенциала всех отведений на поверхности сферы измерения. Развитие этого потенциала во времени показано на рис. 2, *A*. Ниже на рисунке для сравнения приведен комплекс *QRS* опорного

отведения. Еще ниже, на рис. 2, Б, в том же масштабе времени приведен график. За единицу принято значение среднего квадрата полного потенциала, соответствующее каждому данному моменту времени. Доля этого потенциала, обусловленная дипольными компонентами, указана пунктирной линией, дипольными и квадрупольными — сплошной линией. Зона выше сплошной линии соответствует доле потенциала, обусловленной октапольными и более высокими мультипольными компонентами.

На рис. 2 видно, что в первой половине комплекса QRS дипольная составляющая обуславливает лишь около 25% величины сигнала, а вместе с квадрупольной—40—60%. Через 25 мс от начала комплекса вклад дипольной и квадрупольной компонент составляет более 90% амплитуды сигнала и отличается от нее на величину, близкую к случайным ошибкам измерений. В конце комплекса QRS значение этих компонент вновь уменьшается.

На графике видно также, что в первой половине комплекса QRS значительный вклад в поверхностный потенциал (до 60%) вносят мультипольные компоненты выше второго порядка. По-видимому, наличие в это время в реальном генераторе сердца существенных недипольных компонент связано со сложностью структуры электрического процесса в сердце в период охвата возбуждением межжелудочковой перегородки и субэндокардиальных слоев миокарда желудочков. Об этом свидетельствует наличие нескольких экстремумов потенциала, обозначенных плюсом и минусом на эквипотенциальной карте. В средней части комплекса QRS, когда волна возбуждения широко распространяется по миокарду желудочков, распределение потенциалов приобретает более «дипольный» характер. Соответственно число экстремальных точек на эквипотенциальной карте резко уменьшается. Однако следует отметить, что недипольность генератора может быть обусловлена не только сложностью его реальной структуры (проявляющейся на эквипотенциальных картах наличием более чем двух экстремумов потенциала противоположной полярности). Она может проявиться и при изменениях расположения реального генератора сердца по отношению к геометрическому центру сердца, или, точнее, к центру сферической поверхности, с которым геометрический центр сердца по возможности совмещали. Эта «скрытая недипольность» генератора сердца выявлена при расчетах.

Электрический потенциал, создаваемый мультипольным генератором в объемном проводнике, зависит от расстояния точки измерения от генератора и при увеличении расстояния уменьшается. Однако уменьшение потенциала, образованного разными компонентами мультиполя, при этом неодинаково. Потенциал от диполя уменьшается пропорционально квадрату расстояния электродов от центра сердца, от квадруполя — пропорционально кубу расстояния, от октаполя — пропорционально четвертой степени расстояния и т. д. В настоящей работе поверхность измерения находилась на расстоянии 1—2 см от поверхности сердца, т. е. приблизительно на том же расстоянии от сердца, на котором находятся прекардиальные электроды в отведениях  $V_2$ — $V_3$  на поверхности грудной клетки человека. Наши данные согласуются с результатами измерений на грудной клетке человека, проведенными Arthur и соавт. [3].

Полученные результаты дают основание полагать, что при выборе оптимальной модели мультипольного эквивалентного генератора сердца и использовании близких прекардиальных отведений целесообразно учитывать значение дипольной, квадрупольной, а возможно, и некоторых октапольных компонент.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Амиров Р. З., Титомир Л. И., Руткай-Недецкий И. Б. В кн.: Радиозлектроника в медицине, 1968, в. 2, с. 28. — 2. Баум О. В., Дубровин Э. Д., Титомир Л. И. В кн.: Моделирование и автоматический анализ электрокардиограмм. М., 1973, с. 35. — 3. Arthur R. M., Geselowitz D. B., Briller S. A. et al. Am. Heart J., 1972, v. 83, p. 663. — 4. Brody D. A., Bradshaw J. C., Evans J. W., Trans IRE Bio-med. Electron., 1961, v. 8, p. 139. — 5. Frank E., Am. Heart J., 1955, v. 49, p. 670. — 6. Geselowitz D. B., Proceed. of the IRE, 1960, v. 48, p. 75. — 7. Heppner D. B., IEEE Trans. Bio-med. Eng., 1968, v. 15, p. 298. — 8. Plonsey R. Ibid., 1965, v. 12, p. 105. — 9. Simonson E., Naip Tuna, Noboru Okamoto et al. Am. J. Cardiol., 1966, v. 17, p. 829.

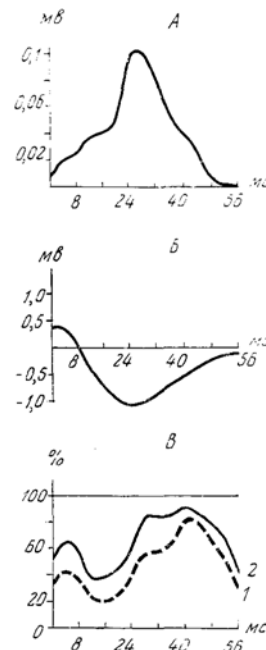


Рис. 2. Изменение мультипольных составляющих потенциалов на протяжении комплекса QRS.

А — изменение во времени квадрата среднеквадратичного потенциала поверхности, окружающей сердце, Б — комплекс QRS опорного отведения; В — относительный вклад в среднеквадратичный потенциал дипольных компонент (1), дипольных и квадрупольных компонент (2).