

зависимости ритма при выполнении специальных спортивных упражнений. Однако величина этой реакции (ее количество) при одинаковых нагрузках зависит от возраста, пола, состояния здоровья и уровня тренированности испытуемых к мышечной работе. Следовательно, при выполнении одинаковых нагрузок (например, 1-минутного бега) однородной группой лиц (например, здоровыми юношами 20 лет) количественные характеристики отражают уровень функционального состояния сердечно-сосудистой системы и ее регуляторных механизмов. Это в свою очередь, во-первых, указывает на допустимость сравнения результатов исследований с нагрузками только при строгой равнозначности применявшихся мышечных напряжений у однородных групп испытуемых и, во-вторых, дает возможность использовать количественные коэффициенты InA и k для стандартизации физических нагрузок по степени вызываемого ими физиологического воздействия.

ЛИТЕРАТУРА

1. Барабашкина Г. Н., Шестакова Т. Н. — В кн.: Электронная техника в спорте. Киев, 1970, с. 164.
- 2. Петровский Б. В. (Ред.) Моделирование физиологических систем организма. М., 1971, с. 3—4.
- 3. Попенченко В. В., Богоявленский Е. Н., Камышев О. Н. и др. — «Теор. и практ. физ. культуры», 1971, № 12, с. 37—40.
- 4. Розенблат В. В. — В кн.: Цивилизация, спорт и сердце. М., 1968, с. 82—88.
- 5. Шестакова Т. Н., Барабашкина Г. Н. — В кн.: Применение математических методов и современных средств вычислительной техники в здравоохранении. Минск, 1971, с. 55—59.
- 6. Шестакова Т. Н., Барабашкина Г. Н., Петров Н. Я. — «Кардиология», 1973, № 2, с. 114—118.
- 7. Шумаков В. И., Новосельцев В. Н., Сахаров И. П. и др. Моделирование физиологических систем организма. М., 1971.
- 8. Abderhalden E. Lehrbuch der Physiologie in Vorlesungen. Berlin, Bd 1—2. 1925.
- 9. Astrand J. — «Acta med. scand.», 1963, v. 173, p. 257—263.

ANALYSIS OF CHANGES IN THE CARDIAC RHYTHM AND FUNCTIONAL STATE OF THE MYOCARDIUM UNDER PHYSICAL EXERTIONS

T. N. Shestakova, G. N. Barabashkina, N. Ya. Petrov, A. P. Pinchuk

Суммарный

A continuous telemetric registration of the cardiac contraction rate was made in 534 persons performing various physical exertions. The ensuing experimental graphs of changes in the rhythm obtained under the effect of physical loads are described by mathematical formulas. Three types of changes in the rhythm in effort have been established, viz. linear, exponential and logarithmic. To determine cardiac function quantitative coefficients, reflecting the rate of the cardiac rhythm coming up to the working level and relationship between the areas of the steady state cardiac contractions frequency phase and that of its rapid increment, are proposed.

УДК 612.172.4.014.421+616.12-073.97

Б. М. Цукерман, И. А. Торопчина

ИССЛЕДОВАНИЕ МУЛЬТИПЛЬНОГО ЭКВИВАЛЕНТНОГО ГЕНЕРАТОРА СЕРДЦА

Отдел экспериментальной и клинической физиологии Института хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР, Москва

Поступила 30/XI 1976 г.

Задача электрокардиографии — получение информации о состоянии сердца путем анализа его биопотенциалов, отводимых от поверхности и полостей тела. Методы анализа ЭКГ постоянно совершенствуются, однако ведущим в эволюции электрокардиографии с момента ее возникновения до настоящего времени оказался эмпирический подход, основанный на сопоставлении регистрируемых кривых с клиническими и патоморфологически-

ми данными. Большим достоинством такого подхода явилось то, что он позволил без глубоких знаний природы генеза ЭКГ обнаружить электрокардиографические симптомы различных заболеваний сердца и сделать этот метод одним из важнейших диагностических приемов в клинической кардиологии. Эмпирический подход имеет, однако, и серьезные недостатки. Помимо того, что он требует больших усилий и затраты большого времени, он лимитирует возможности развития самого электрокардиографического метода. В частности, опыт диагностики, накопленный при клиническом изучении одной системы отведений ЭКГ, не может быть использован при работе с другими системами и при использовании новых отведений все клинико-электрокардиографические сопоставления приходится проводить заново. Поэтому возникшее в 50-е годы новое, биофизическое направление в электрокардиографии быстро привлекло внимание специалистов. Основные задачи этого направления — выяснить механизм формирования ЭКГ в отведениях от поверхности тела и установить количественные соотношения между регистрируемыми потенциалами и сердцем как генератором тока.

Для решения новых задач необходимо было прежде всего изучить сердце как генератор. Оказалось, однако, что структура его необычайно сложна и изменяется на протяжении сердечного цикла. Поэтому в настоящее время нельзя не только вычислить, но даже сформулировать характеристики сердечного генератора, которые было бы целесообразно определять по данным электрокардиографии. Выход из создавшегося положения можно найти, если по ЭКГ определять параметры не реального сердечного генератора, а значительно упрощенной модели сердца, имеющей известную структуру, поддающуюся несложному математическому описанию. Подходящим или эквивалентным сердцу мог бы быть признан такой гипотетический генератор, который, будучи помещенным на место сердца, приводил бы приблизительно к такому же, как и при реальном сердце, распределению потенциалов на поверхности тела. Разумеется, практически применимым окажется лишь такой эквивалентный генератор сердца, параметры которого содержат всю информацию, необходимую для электрокардиографической диагностики, и могут быть легко вычислены по отведениям от поверхности тела.

Самой простой из предложенных моделей сердца оказался эквивалентный генератор в виде одиночного точечного диполя тока [7, 8, 15]. Дипольная концепция получила широкое, почти всеобщее признание, так как просто и наглядно объясняла генез ЭКГ. Были разработаны способы вычисления параметров эквивалентного диполя [10, 12] и специальные «корректированные ортогональные» отведения [9, 16, 21], регистрирующие в виде 3 кривых ЭКГ изменения этих параметров во времени. Клиническое изучение корректированных ортогональных отведений показало, что они действительно содержат важную информацию о сердце [19]. Однако, будучи нечувствительными к недипольным составляющим, они зачастую оказываются менее информативными, чем 12 общепринятых отведений, чувствительных ко всем составляющим поля [3, 5, 18]. Эти исследования, а также изучение электрического поля сердца человека и животных [17, 22] привели к заключению, что эквивалентный генератор в виде одиночного диполя тока является слишком примитивной, упрощенной моделью сердца.

Дипольная концепция является частным случаем более общего, мультипольного представления [11, 20] о сердце (диполь — это мультиполь 1-го порядка). Естественным поэтому явилось предложение для увеличения точности описания сердца дополнить дипольный эквивалентный генератор мультипольными сопоставляющими 2-го (квадриполь) и даже 3-го (октаполь) порядка [6, 13, 14, 23]. Если применение этих усложнений эквивалентных генераторов сердца могло бы привести к существенному улучшению электрокардиографической диагностики, были бы оправданы дополнительные усилия, связанные с неизбежным при этом усложнением методов регистрации и дальнейшей обработки ЭКГ. Для ответа на этот

вопрос прежде всего необходимо знать, какова точность описания поля реального сердца полями дипольного и дипольно-квадрипольного эквивалентных генераторов, т. е. какой вклад в потенциал ЭКГ на поверхности тела вносят дипольная и квадрипольная составляющие, а также сумма высших мультипольных составляющих. В предшествующих исследованиях, в которых на изолированном сердце холоднокровных животных изучали его описание мультипольным эквивалентным генератором [6, 13, 14, 23], ответ на этот вопрос не был получен. Выяснение его явилось основной задачей настоящей работы.

Материал и методы

Опыты выполняли на изолированных перфузируемых сердцах собак, погружаемых в большой сосуд (30 л), заполненный физиологическим раствором (объемный проводник). Для отведения ЭКГ использовали специальную конструкцию из двух текстолитовых колец, расположенных во взаимно перпендикулярных меридианах плоскостях с закрепленным на них 41 серебряным отводящим электродом. Внутри сферы, сбрасываемой кольцами, располагали сердце (верхушкой вниз), совмещая центр его желудочков с центром сферы. Для последовательной записи ЭКГ (группами по 5 одновременно регистрируемых отведений) кольца вместе с электродами можно было поворачивать на заданный угол вокруг вертикальной оси (продольной си сердца). В каждом опыте ЭКГ регистрировали в униполярных отведениях от 241 точки на образуемой электродами сферической поверхности («сфера измерений»), находившейся в 1—2 см от поверхности сердца. Зарегистрированные ЭКГ синхронизировали для последующей совместной обработки (методика регистрации и обработки ЭКГ подробно описана [1, 2]).

Сердце в экспериментах помещали в среду, для которой известны были математические соотношения, связывающие генератор с потенциалом поля [2, 11]. Это дало возможность воспользоваться измерениями зарегистрированных в эксперименте ЭКГ, чтобы определить характеристики дипольного и дипольно-квадрипольного эквивалентных генераторов. Вслед за этим мы решали противоположную задачу и находили потенциал, создаваемый в объемном проводнике (на сфере измерений) обоими видами эквивалентных генераторов. Наконец, для того чтобы определить, насколько точно реальный, сердечный генератор описывается эквивалентными генераторами, сравнивали потенциал каждого данного эквивалентного генератора в объемном проводнике с потенциалом, создаваемым в этом же проводнике сердцем.

Таким образом, мы получали данные о том, насколько точно избранные виды эквивалентных генераторов характеризуют сердце в условиях нашего опыта. Для того чтобы полученные данные осмыслить с точки зрения интересов клинической электроэнцефалографии, необходимо было определить, насколько точно потенциал исследованных эквивалентов генераторов соответствует потенциальному настоящего сердца в принятых отведениях ЭКГ. С увеличением расстояния от генератора до области измерений вклад мультиполей более высокого порядка в измеряемый потенциал убывает существенно быстрее, чем мультиполей низкого порядка. Поэтому для решения последней задачи необходимо было знать расстояния от электродов различных грудных и стандартных отведений до центра сердца. Эти расстояния вычисляны графическим путем, для чего был обработан большой антропометрический материал, содержащий результаты измерений грудной клетки более чем у 8000 людей обоего пола разного возраста. За потенциал отводящего электрода мы принимали средний квадрат потенциала сферической поверхности вокруг сердца, имеющей радиус, равный расстоянию этого электрода до геометрического центра желудочков сердца. Примененный подход позволяет приближенно оценить рассматриваемые эквивалентные генераторы сердца с точки зрения перспективности их применения в клинической электроэнцефалографии.

Результаты исследования

Для оценки точности описания реального сердечного генератора эквивалентными генераторами сердца по ЭКГ, зарегистрированной в эксперименте, вычисляли средний квадрат потенциала всей поверхности измерений в разные моменты комплекса *QRS* ЭКГ (вычисления производили для 15 моментов времени). Затем для тех же моментов рассчитывали этот же потенциал для дипольного и дипольно-квадрипольного эквивалентных генераторов. Оценку точности описания давали, сравнивая эти величины.

Оказалось, что изучаемая точность описания в разные моменты сердечного цикла различна. Наилучшим образом потенциал эквивалентных генераторов аппроксимировал потенциал реального сердца в моменты времени, близкие к пику *QRS*. При этом погрешность дипольной аппрок-

симации в разных опытах составляла 20—35 %, дипольно-квадрипольной — 10—30 %. Наихудшим образом эквивалентные генераторы описывали сердце в первую и последнюю четверти *QRS* (точность измерений заведомо достаточна, так как для этой оценки выбраны моменты времени, в которые величина измеряемых сигналов составляла не менее $1/4$ их максимального

значения). При этом погрешность дипольного описания достигала 53—82 %, дипольно-квадрипольного — 18—64 %.

В разных опытах не совпадали во времени моменты с наибольшей погрешностью (это же относится и к моментам с наименьшей погрешностью описания), поэтому обобщенную оценку результатов удобнее всего было получать, усредняя значения погрешностей аппроксимации (или вкладов различных мультипольных составляющих в измеряемый потенциал) для всех 15 моментов сердечного цикла.

Относительные величины вкладов дипольной и дипольно-квадрипольной составляющих в потенциал сердца на поверхности сферы измерений приведены на рис. 1. Вклад дипольной компоненты в потенциал (точнее, в квадрат потенциала) поверхности сферы измерений составил в среднем на протяжении *QRS* 48 %. При дипольно-квадрипольном эквивалентном генераторе он увеличился до 66 %. В формировании потенциала области измерений значительной оказалась доля и более высоких мультипольных компонент: их суммарный вклад составил 34 %.

Полученные данные отражают точность характеристики сердца при помощи изучаемых эквивалентных генераторов в условиях конкретных экспериментов, в которых расстояние отводящих электродов от центра сердца составляло 5,5 см, а от его поверхности — 1—2 см. С удалением отводящих электродов от сердца относительный вклад диполя в потенциал отведений увеличивается, а вклад высших мультипольных компонент быстро уменьшается. Чтобы подойти к оценке возможной значимости анализируемых моделей в создании «количественной электрокардиографии», необходимо знать, какой окажется погрешность дипольного и дипольно-квадрипольного описания сердечного генератора, если отводящие электроды отдалены от сердца на те расстояния, которые имеются в электрокардиографических отведениях у человека.

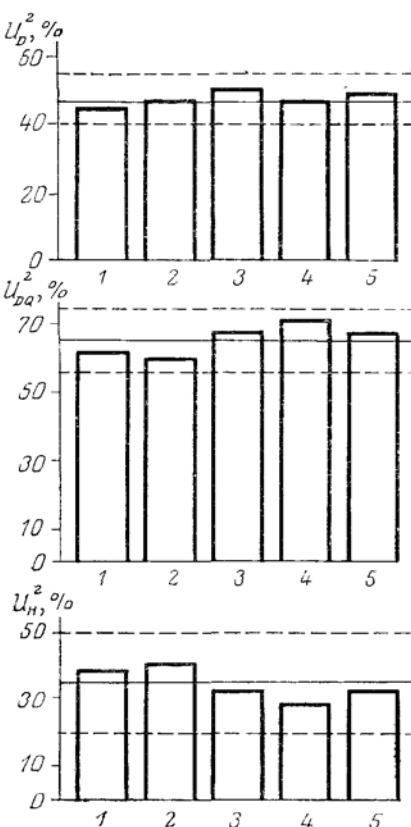


Рис. 1. Усредненные по времени *QRS* относительные величины средних квадратов вкладов различных составляющих мультипольного эквивалентного генератора сердца в средний квадрат потенциала поверхности сферы измерений.

Пунктирная линия — границы 99 % доверительного интервала, сплошная — усредненная величина вклада по всем опытам.

U_d^2 — вклад дипольной составляющей;

U_{dQ}^2 — вклад суммы дипольной и квадрипольной составляющих; U_H^2 — вклад суммы высших мультипольных составляющих.

Цифры внизу — номера опытов.

димо знать, какой окажется погрешность дипольного и дипольно-квадрипольного описания сердечного генератора, если отводящие электроды отдалены от сердца на те расстояния, которые имеются в электрокардиографических отведениях у человека.

Приведенные на рис. 2 данные показывают, что в близких преокордиальных отведениях (V_1 — V_4) погрешность аппроксимации поля реального сердца полями эквивалентных генераторов наибольшая, в отведении V_6 она приблизительно в 2 раза, а в отведениях от конечностей в 5 раз меньше. В последнем случае даже максимальная ошибка дипольной аппроксимации

составляет 6—7 %. Это дает основание считать, что для ЭКГ в стандартных и усиленных отведениях от конечностей представление о сердечном генераторе как одиночном точечном диполе тока вполне приемлемо. Что касается близких прекордиальных отведений, то средняя ошибка дипольного описания сердца у детей и взрослых составляет около 40 %, а максимальная ошибка (в отдельные моменты QRS) — 60—75 %. С добавлением квадрипольной составляющей уменьшается средняя величина погрешности, однако всего до 25 %. Максимальная погрешность остается очень большой и достигает почти 50 % регистрируемого потенциала. Необходимо отметить, что при гипертрофии сердца ошибки количественного описания сердечного генератора станут еще большими.

Для возможности сравнения настоящего исследования с данными других авторов мы вычислили также погрешность аппроксимации потенциала сердца, усредненного по всей поверхности грудной клетки. Для дипольного эквивалентного генератора она составила 28 %, для дипольно-квадрипольного — 15 %. Эти данные хорошо согласуются с результатами работы, посвященной изучению мультипольного эквивалентного генератора сердца человека [4]. Авторы определили, что у исследованного ими здорового человека погрешность дипольной аппроксимации потенциала всей грудной клетки составляла 23 %, дипольно-квадрипольной — 14 %. Хорошее совпадение сравниваемых данных обосновывает правомерность трактовки результатов наших экспериментов с точки зрения клинической электрокардиографии.

Таким образом, можно прийти к заключению, что описание сердечного генератора при помощи дипольной и даже дипольно-квадрипольной моделей дает возможность лишь весьма приближенно оценивать ЭКГ в прекордиальных отведениях. Это означает, что в сигналы названных отведений существенную долю вносят мультипольные составляющие более высоких порядков, для описания которых нужна более сложная модель сердца. Следуя выбранной логике, естественно было бы добавить к дипольно-квадрипольной модели октапольную составляющую [23]. Чего от этого можно ожидать? Погрешность дипольной аппроксимации поля сердца составляет в среднем по QRS около 50 %, а добавление квадрипольной составляющей улучшает аппроксимацию приблизительно на 18 % (см. рис. 2). В результате добавления октапольной составляющей точность количественного описания сердечного генератора вряд ли увеличится более чем на 10—12 %. После этого средняя погрешность описания составит около 20 %, а максимальная останется существенно большей. По-видимому, по отношению к этой задаче мультипольное разложение оказывается медленно сходящимся рядом и является не вполне адекватным методом ее решения. К этому следует добавить, что для определения всех 15 параметров дипольно-квадрипольно-октапольного эквивалентного генератора сердца (методика их измерения у человека разработана пока недостаточно хорошо) пришлось

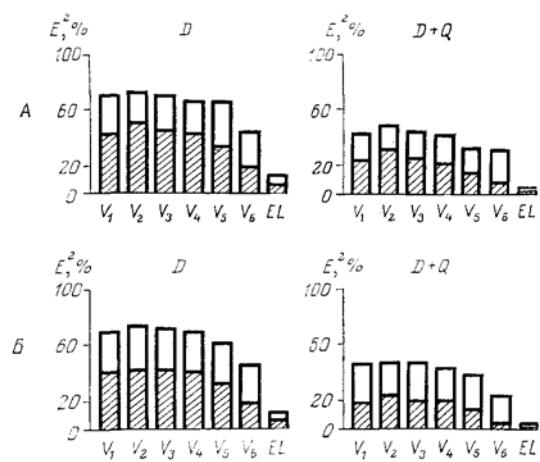


Рис. 2. Оценка погрешности аппроксимации потенциала прекордиальных отведений потенциалами дипольного (D) и дипольно-квадрипольного ($D + Q$) эквивалентных генераторов сердца.

E^2 — средний квадрат погрешности аппроксимации; V_1 — V_6 — прекордиальные отведения; EL — отведение от конечностей. Высота столбиков — максимальная погрешность, высота заштрихованных участков — средняя погрешность. A — дети 5—10 лет, B — лица в возрасте от 15 до 70 лет.

бы применять не менее 15 независимых отведений ЭКГ. Это очень сложно и, видимо, потребует недоступной пока для электрокардиографии точности измерений.

Из приведенных данных следует, что применение мультипольного эквивалентного генератора, фиксированного в электрическом центре сердца для развития клинической электрокардиографии, по-видимому, надо признать малоперспективным. Для изыскания возможности более точного, но простого количественного описания сердечного генератора необходимо изучение эквивалентных генераторов сердца другой структуры.

ЛИТЕРАТУРА

1. Цукерман Б. М., Титомир Л. И., Кон М. В. и др. — «Бюлл. экспер. биол.», 1974, № 10, с. 111. — 2. Цукерман Б. М., Титомир Л. И., Торопчина И. А. — В кн.: Проблемы общей и клинической физиологии сердечно-сосудистой системы. Киев, 1976, с. 195. — 3. Янушкевичус З. И., Витенштейн Г. А., Валужене Н. — «Sveikatos apsauga», 1972, № 6, с. 8. — 4. Агтхиг R. M., Gesselowitz D. B., Briller S. A. et al. — «Am. Heart J.», 1972, v. 83, p. 663. — 5. Богип Е. Р., Чарпин J. M., Massey F. J. — «Am. J. Cardiol.», 1966, v. 18, p. 664. — 6. Brody D. A., Wagg O. S., Wennermark J. R. et al. — «Circulat. Res.», 1971, v. 29, p. 512. — 7. Стайб W. — «Heart», 1927, v. 14, p. 71. — 8. Франк E. — «Circulat. Res.», 1955, v. 3, p. 243. — 9. Идем. — «Circulation», 1956, v. 13, p. 737. — 10. Габор D., Nelson C. V. — «J. appl. Physics.», 1954, v. 25, p. 413. — 11. Gesselowitz D. B. — «Proc. IRE», 1960, v. 48, p. 75. — 12. Helm L. G., Chou T. — «Am. Heart J.», 1969, v. 77, p. 363. — 13. Нерринг D. B. — «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1968, v. 15, p. 298. — 14. Hlavin J., Plonsey R. — «IEEE Trans. on Biomed Electr.», 1963, v. 10, p. 98. — 15. Норан L. G., Flowers N. C. — «Am. Heart J.» 1971, v. 82, p. 207. — 16. McFee R., Parungao A. — Ibid., 1961, v. 62, p. 93. — 17. Nahum L. A., Mauro A., Chernoff H. et al. — «J. appl. Physiol.», 1951, v. 3, p. 454. — 18. Okada R. H., Langner P. H., Briller S. A. — «Circulat. Res.», 1959, v. 7, p. 185. — 19. Pipberger H. V., Bialek S. M., Perloff J. K. et al. — «Am. Heart J.», 1961, v. 61, p. 34. — 20. Plonsey R. — «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1965, v. 12, p. 105. — 21. Schmitt O. H., Simonson E. — «Arch. intern. Med.», 1955, v. 96, p. 574. — 22. Taccardi B., Marchetti G. — In: Electrophysiology of the Heart. Oxford, 1965, p. 257. — 23. Теггу F. H., Brody D. A., Eddelemon C. O. — et al. — «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1971 v. 18, p. 139.

INVESTIGATION OF A MULTIPOLE EQUIVALENT CARDIAC GENERATOR

B. M. Tsukerman, I. A. Toropchina

Summary

The electric field of the isolated dog heart immersed into a liquid volumetric conductor was subjected to a thorough investigation. Measurements and subsequent calculations showed that in precordial leads the quantitative description of the cardiac generator by a multipole equivalent generator of the 1st order (dipole) is rough approximation. Addition of a multipole component of the 2nd order (quadrupole) to the equivalent generator increases but relatively little the accuracy of description. It is suggested that in this problem the multipole expansion proves to be a slowly convergent series. For this reason, application of multipole equivalent cardiac generator fixed in the electrical center of the heart in the clinical electrocardiography is to be considered as having no prospec.

УДК 616.12-072.7-073.96

Г. И. Сидоренко, Ю. А. Броновицкий, А. И. Бакун, М. И. Дубко,
В. М. Альхимович

ЭРГОМЕТРИЧЕСКИЕ ТЕСТЫ В КАРДИОЛОГИИ (ПРОБЛЕМЫ СТАНДАРТИЗАЦИИ И АВТОМАТИЗАЦИИ)

Проблемная лаборатория кибернетических методов диагностики и биоуправления (научный руководитель — проф. Г. И. Сидоренко) Минского медицинского института

Поступила 9/XII 1976 г.

Как известно, пробы с нагрузкой в кардиологии проводятся при различном уровне технического оснащения, при разных методических подходах и различной оценке результатов. Все это затрудняет сопоставление дан-