

## ПОДВИЖНЫЙ ЭКВИВАЛЕНТНЫЙ ГЕНЕРАТОР СЕРДЦА (Перемещающийся диполь)

Б. М. ЦУКЕРМАН, Е. М. ДОВГОПОЛ

Институт хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР, Москва

### РЕЗЮМЕ

Цукерман Б. М., Довгопол Е. М. (Инст. хирург. АМН СССР, Москва): **Подвижный эквивалентный генератор сердца (перемещающийся диполь)**. Cor Vasa, Ed. ross., 23, 1981, No. 2, с. 151—159.

Работа посвящена количественной оценке описания электрокардиографического потенциала поверхности тела человека при разном использовании мультипольного эквивалентного генератора сердца. Сравнивается точность описания электрического поля сердца при использовании неподвижного и подвижного дипольно-квадрупольного эквивалентных генераторов. В качестве точки приложения неподвижного эквивалентного генератора принимается геометрический центр торса. В случае подвижной модели эквивалентный генератор перемещается по траектории движения электрического центра сердца на протяжении сердечного цикла. Исследовано 4 здоровых и 2 больных со стойкими изменениями ЭКГ после перенесенного инфаркта миокарда. Установлено, что у обеих групп при переходе от неподвижной модели к подвижной относительный квадрупольный вклад в потенциал поверхности тела резко уменьшается, что существенно увеличивает точность дипольного описания сердца.

Диполь, перемещающийся на протяжении сердечного цикла по траектории движения электрического центра сердца, представляет собой одну из наиболее перспективных моделей и заслуживает внимательного изучения в клинике.

**Ключевые слова:** Эквивалентный генератор сердца мультипольного типа — Электрический центр сердца — Электрическое поле сердца — Электрокардиография

Профессор Б. М. Цукерман, Институт хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР, Б. Серпуховская, 27, 113093, Москва, СССР

Стремление увеличить полезную информацию, извлекаемую при ЭКГ исследовании, привело к двум противоположным тенденциям в развитии современной электрокардиографии: с одной стороны к применению множественных отведений ЭКГ от поверхности грудной клетки, а с другой — к минимизации числа отведений (ортогональные корригированные отведения (ОКО).

Применение множественных отведений дало возможность получения новой, важной для диагностики, информации (1, 2, 20). В этом подходе, однако, есть существенные недостатки. Один из них — в трудности анализа очень большого количества информации (особенно, если необходимо оценивать изменения ЭКГ во времени в каждом отведении). Второй — в том, что и распределение ЭКГ потенциала на грудной клетке и вид кривой в каждом отведении не свободны от влияния экстракардиальных факторов (индивидуальных особенностей анатомического строения грудной клетки и расположения в ней сердца).

Достоинствами ортогональных корригированных отведений являются: их малое число (3 отведения), практическое отсутствие зависимости от экстракардиальных факторов и простота их физической интерпретации (11, 16, 19). Установлено, что эти отведения (характеризующие дипольный момент сердца) содержат важную для диагностики информацию (6, 7, 17, 18). Оказалось, однако, что по сравнению с общепринятой системой из 12 отведений ЭКГ эта информация обеднена (4). Причина потери информации — в отсутствии чувствительности ОКО к недипольной части электрического поля, создаваемого сердцем в грудной клетке. Между тем, показано, что и у человека и у животных структура электрического поля в большинстве фаз сердечного цикла намного сложнее дипольной (1, 2, 20). Избежать значительной потери диагностической информации при ЭКГ исследовании можно лишь в том случае, если применять отведения, чувствительные и к недипольной части сердечного генератора. Таковыми являются, например, множественные грудные отведения. Однако для их использования в этом направлении требуется специальный подход, который должен привести к устранению влияния экстракардиальных факторов и установлению однозначной взаимной зависимости между распределением ЭКГ потенциала на поверхности грудной клетки и реальным электрическим генератором сердца. В прямом виде решение этой задачи невозможно, ввиду крайней сложности генератора сердца и изменения его структуры во времени (изменение числа и распределения в пространстве возбужденных волокон). Решить ее можно методом моделирования, заменяя реальное сердце так называемым эквивалентным генератором, представляющим собой известную совокупность источников тока. Эквивалентность этого фиктивного генератора электрическому генератору сердца — в том, что при замене им сердца он должен был бы на поверхности грудной клетки вызывать в каждый момент времени такое же распределение потенциала как и само сердце. Решение диагностической задачи в данном случае сводится к определению параметров эквивалентного генератора по потенциалам, отводимым от поверхности тела. Предложено множество подобных моделей, но лишь для одной из них — эквивалентного генератора мультипольного типа (дипольная, дипольно-квадрупольная, дипольно-квадрупольно-октапольная и др. моделей) обратная (диагностическая) задача решена наилучшим образом (12). Первая, дипольная, составляющая этого генератора, полностью характеризуемая ортогональными корригированными отведениями, весьма приближенно описывает поле реального сердца, и поэтому ЭКГ диагностика при применении ОКО оказалась не

вполне удовлетворяющей требованиям клиники. Было обнаружено также, что при традиционном расположении эквивалентного генератора в анатомическом центре сердца добавление к диполю квадрупольного члена также не дает желаемого увеличения точности описания электрического поля сердца (8, 9, 14, 15). Дальнейшее усложнение мультипольной модели путем добавления октапольной и более высоких составляющих могло бы увеличить эту точность, но это по-видимому нецелесообразно, так как связано с почти непреодолимыми методическими трудностями.

Новый подход к увеличению точности описания поля сердца низшими членами мультипольного генератора состоит в следующем: для любого фиксированного момента сердечного цикла можно найти такую точку (электрический центр сердца), при расположении в которой эквивалентного генератора точность дипольного описания окажется наивысшей (10, 13). Эта точка на протяжении сердечного цикла перемещается, что связано с перемещением фронта (фронтов) волны возбуждения в сердце. Траектории движения электрического центра сердца отражают информацию, содержащуюся в недипольных (главным образом, квадрупольных) компонентах. Виды подобных траекторий у здоровых людей приведены в работе (5).

Для определения перспективности нового подхода необходима количественная оценка увеличения точности описания электрического поля сердца, которую можно получить при переходе от неподвижной модели к подвижной. Это — основная задача настоящей работы.

#### МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В представленной здесь работе мы сравниваем точность описания электрического поля сердца при применении подвижного и неподвижного дипольно-квадрупольного эквивалентных генераторов. Для корректного сопоставления точности описания при применении неподвижной и подвижной моделей желательно было бы в первом случае располагать эквивалентный генератор в геометрическом центре сердца. Однако, в исследованиях человека определение координат этой точки — технически трудная задача. Ее мы выполнили у 2 исследованных рентгенометрическим методом. У остальных эквивалентный генератор мы располагали в анатомическом центре торса, определение координат которого существенно проще. Доказательства допустимости такой замены приведены ниже.

Исследование проведено на 4 здоровых и 2 больных, страдавших аневризмой левого желудочка после перенесенного инфаркта миокарда. У всех исследуемых регистрировали ЭКГ в 80 униполярных отведениях, электроды которых были равномерно распределены по поверхности грудной клетки. Для упрощения расчетов грудную клетку представляли в виде эллиптического цилиндра, а цилиндрические координаты точек отведения определяли относительно центра трансверсального сечения тела на уровне 5-го межреберного промежутка (измерения выполняли с помощью специально сконструированного «координатора»). Тело человека представляли в виде однородного изотропного объемного проводника<sup>1</sup> с удельной электропроводностью  $2 \cdot 10^{-3}$  ом.см<sup>-1</sup>.

---

<sup>1</sup>) Такое упрощение общепринято, так как учесть внутренние неоднородности тела пока не представляется возможным. Оно должно привести к определенным погрешностям в вычислении искомых параметров, однако погрешности эти скорее всего будут носить систематический характер (3).

Таблица I. Отношение вклада квадруполья к вкладу диполя при неподвижном и подвижном эквивалентных генераторах в различные фазы возбуждения сердца (в %)

Фаза возбуждения	Характеристика исследуемых	Эквивалентный генератор	
		неподвижный	подвижный
QRS	{ Здоровые	38	14
		49	15
ST	{ Больные	70	26
		38	10
T	{ Здоровые	52	10

В результате измерительной процедуры получали синхронные значения потенциала во всех 80 точках измерения для 40 последовательных моментов сердечного цикла с интервалом в 5 мс. Последние включали комплекс QRS, сегмент ST (когда он не совпадал с изолинией) и зубец T.

Целью дальнейшей обработки полученных данных являлось определение для каждого из 40 моментов сердечного цикла следующих величин: 1. вклада в поверхностный потенциал дипольных и квадрупольных компонент для неподвижного эквивалентного генератора; 2. координат электрического центра сердца путем минимизации вклада квадрупольных компонент; 3. вклада квадрупольных компонент для эквивалентного генератора, перемещающегося по траектории движения электрического центра сердца.

Для реализации описанного выше методологического подхода использовались математические соотношения, полученные на основе теории, изложенной в работах (10, 13). Критерием точности описания электрического поля сердца служило отношение вклада квадруполья к вкладу диполя в потенциал поверхности тела: чем меньше его величина, тем точнее дипольное описание.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Данные, полученные при использовании представленного здесь методического подхода, были использованы в качестве критерия точности описания электрического поля сердца двумя рассмотренными выше эквивалентными генераторами. Один из них — неподвижный эквивалентный генератор, второй — подвижный, точка приложения которого перемещается по траектории движения электрического центра сердца.

На рисунке 1 представлены кривые изменения отношения вклада квадруполья к вкладу диполя на протяжении сердечного цикла для обеих моделей: неподвижной ( $W$ ) и подвижной ( $W'$ ). Для того, чтобы иметь возможность сопоставления этих данных с фазами ЭКГ, в верхней части рисунков 1, а, б приведены кривые изменения во времени модуля дипольного момента (результатирующая кривая трех идеально скорректированных ортогональных ЭКГ отведений).

На рис. 1, а приведены результаты исследования здорового человека, а на рис. 1, б — больного, страдающего аневризмой левого желудочка после пере-

несенного инфаркта миокарда. На рис. 1 видно, что у больных исследованных значимость квадрупольного вклада в потенциал поверхности тела при подвижной модели существенно ниже, чем при неподвижной (в некоторые моменты сердечного цикла  $W'$  почти в 10 раз меньше  $W$ ). Это свидетельствует

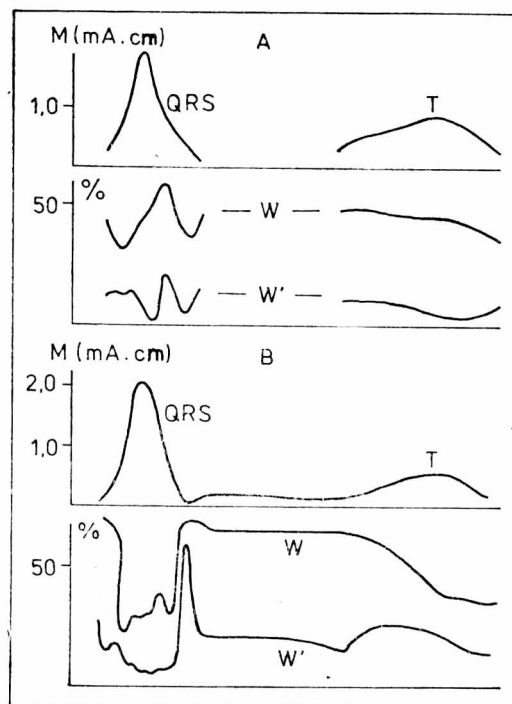


Рис. 1. Кривые изменения отношения вклада квадрупольного момента к вкладу дипольного момента во время сердечного цикла для 2 моделей неподвижной ( $W$ ) и подвижной ( $W'$ ). Результаты, полученные в исследовании: А — на здоровом человеке, В — на больном, страдавшем аневризмой левого желудочка; выше приведены кривые изменения модуля дипольного момента

о том, что точность дипольного описания электрического поля сердца у них при подвижной модели значительно возрастает. Обращает на себя внимание также то, что у больных при переходе от неподвижной модели к подвижной уменьшение квадрупольного вклада происходит гораздо более резко, чем у здоровых. Этот факт заслуживает особого внимания, поскольку именно в случаях патологии особенно сильно проявляется недостаточность дипольного описания (потери диагностической информации ортогональными корригированными отведениями). Аналогичные результаты были получены у всех исследуемых.

Обобщенные данные о сравнении точности описания электрического поля сердца при применении обеих моделей представлены на рисунке 2. На диаграммах приведены значения отношения вклада квадрупольного момента к вкладу дипольного

для каждого выполненного исследования. На рисунке видно, что различия между результатами исследований здоровых людей незначительны. Несколько больше они между здоровыми и больными в неподвижной модели. Однако при использовании подвижной модели это различие практически стирается. Это свидетельствует о преимуществе подвижной модели еще в том, что она и у здоровых и у больных людей дает возможность описывать электрическое поле сердца с одинаковой точностью.

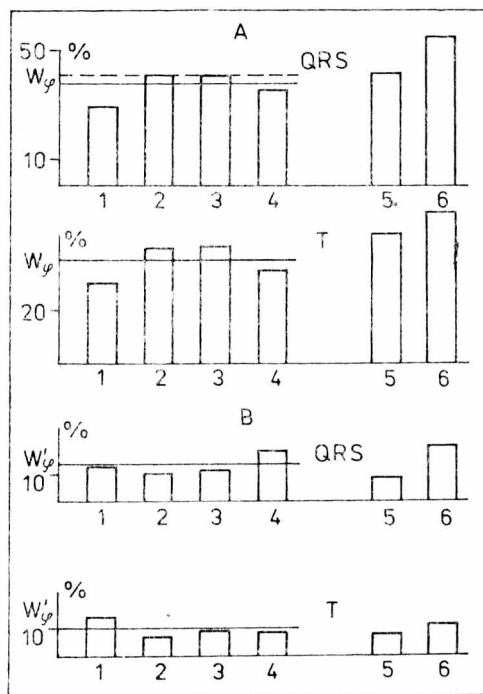


Рис. 2. Усредненное по времени комплекса QRS и зубца Т значение отношения вклада квадруполя к вкладу диполя для  $2^{-x}$  генераторов: А — неподвижного (W) и В — подвижного (W'). Сплошные горизонтальные линии — среднее значение этой величины по всем исследованиям на здоровых людях (1—4) для 2 моделей (W<sub>ср</sub> и W'<sub>ср</sub>). Пунктирная линия — значение этой же величины для модели эквивалентного генератора, фиксированного в геометрическом центре сердца. Цифры под столбцами указывают номер исследования

В верхней части рис. 2 проведена горизонтальная пунктирная прямая, которая указывает среднюю величину отношения вклада квадруполя к вкладу диполя (42,5 %) при расположении неподвижного эквивалентного генератора в анатомическом центре сердца. Она отражает результаты опытов на изолированном сердце теплокровных животных (8), в которых определение координат центра желудочков не представляло трудностей. Близкая по значению величина была получена и нами в исследованиях на 2 здоровых людях при

локализации эквивалентного генератора в анатомическом центре сердца: она составила 38 %. Эта же величина для эквивалентного генератора, фиксированного в геометрическом центре торса, оказалась равной 38,2 % (сплошная горизонтальная прямая на рис. 2). Полученные результаты практически совпадают. Таким образом, принятая нами оценка выигрива от применения подвижной модели путем ее сравнения с неподвижной моделью, фиксированной в геометрическом центре торса, вполне правомерна.

Данные, приведенные на рис. 2, в численном виде представлены в таблице.

Из таблицы видно, что при подвижной модели погрешность количественного описания электрического поля сердца в среднем втрое меньше, чем при

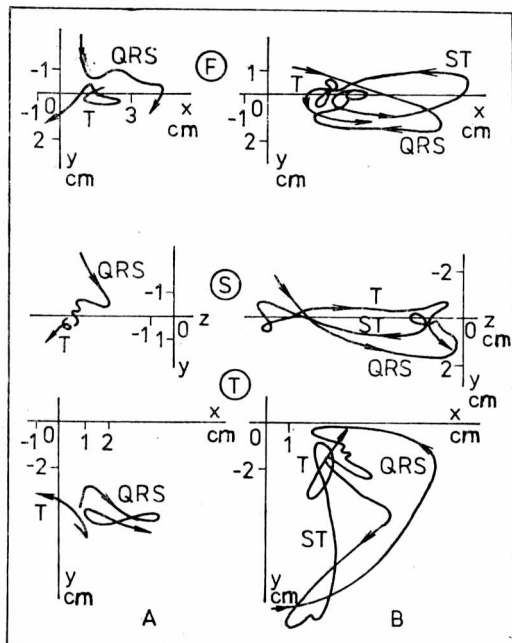


Рис. 3. Характерные траектории перемещения электрического центра для здорового человека (А) и страдающего аневризмой левого желудочка (В) в 3 проекциях: на фронтальную (F), левую сагиттальную (S) и на трансверсальную (Т) плоскости. (Величины на осях координат указаны в сантиметрах)

неподвижной. Это происходит в силу того, что в неподвижной модели мультипольного эквивалентного генератора информация об электрической активности сердца, необходимая для диагностики и теряемая при ОКО, представлена в виде вклада недипольных компонент. Между тем, вклад этот довольно значителен, особенно в случаях патологий, когда особенно сильно видна неточность дипольного описания электрического поля сердца (см. рис. 1, б). Преимущество новой, подвижной, модели в том, что траектория электрического центра сердца восполняет значительную часть информации, теряемую ортогональными скорректированными отведениями. Важно также, что вид траектории не зависит от конституциональных особенностей пациентов.

Вид траектории, типичный для здорового человека, приведен на рис. 3, а. На рис. 3, б представлена траектория больного с постинфарктной аневризмой левого желудочка. Различный вид этих кривых, по-видимому, определяется различиями в величине и направлениях движения фронтов волны возбуждения в сердце.

Таким образом, при использовании подвижной модели эквивалентного генератора достаточно иметь всего 6 параметров, которые довольно полно характеризуют изменения электрического процесса возбуждения сердца во времени и не зависят от экстракардиальных факторов. Три из них характеризуют изменения дипольного момента на протяжении сердечного цикла и, по существу, представляют собой идеально скорректированные ортогональные отведения. Остальные 3 — это траектория движения электрического центра сердца в 3-х принятых проекциях (на фронтальную, сагиттальную и трансверсальную плоскости), которая, как было сказано выше, и содержит недипольную информацию, отсутствующую в ОКО.

Методика отведений, регистрации и обработки получаемых данных сильно отличается от принятой в практической электрокардиографии и при использовании обычной аппаратуры трудоемка. Однако, очевидность преимуществ нового подхода делает целесообразной разработку специальной аппаратуры, при помощи которой внедрение метода в клиническую практику станет реальным.

**S U M M A R Y :** The study is concerned with quantitative mapping of electrocardiographic potentials on the human body surface at various applications of equivalent multipole heart generators. The accuracy of reproduction of the electrical heart field with the application of mobile and immobile dipole and quadrupole generators is compared. The immobile equivalent generator (EG) is fixed in the geometrical centre of the trunk, whereas the mobile EG follows the path of the electrical heart centre during the heart cycle. Four healthy subjects and two patients with permanent postinfarction ECG changes were examined. On transition from the immobile to the mobile model, in both groups of probands the relative contribution of the quadrupole component to the total potential of the body surface steeply sank, with consequent substantial increase in accuracy of the dipole heart description. The dipole following the path of the electric heart centre during the heart cycle represents one of the most promising models, and deserves attentive clinical testing.

#### Л И Т Е Р А Т У Р А

1. **Амиров Р. З.:** Электрокардиотопография. Медгиз, Москва, 1965.
2. **Амиров Р. З., Минаева И. Н.:** Рельеф электрического поля сердца по данным интегральной топографии в норме и изменения его при гипертрофии левого и правого желудочков. Кардиология (Москва) 13: 59, 1973.
3. **Баум О. В., Дубровин Э. Д., Титомир Л. И.:** Моделирование и автоматический анализ электрокардиограмм. Москва, 1973.
4. **Валужене Н., Витенштейнас Г. А., Якушкевичус З. И.:** Диагностическая ценность общепринятых, ортогональных и отведений по Небу в диагностике инфаркта миокарда. Здравоохранение, 6: 8, 1972.



5. **Кнепо П., Титомир Л. И.:** Интегральные характеристики электрического генератора сердца человека. Биофизика (Москва) 4: 686, 1977.
6. **Озол Э. А.:** Корригированные ортогональные отведения ЭКГ при перегрузках желудочков сердца. Кардиология (Москва) 8 (2): 141, 1968.
7. **Озол Э. А.:** Корригированные ортогональные отведения ЭКГ в клиническом анализе биоэлектрической активности сердца. Автореферат дисс. на соиск. учен. степени доктора мед. наук. Казань, 1972.
8. **Цукерман Б. М., Торопчина И. А.:** Исследование мультипольного эквивалентного генератора сердца. Кардиология (Москва) 17 (7): 65, 1977.
9. **Arthur R. M., Briller S. A., Geselowitz D. B., Trost R. F.:** Quadrupole components of the human surface electrocardiogram. Amer. Heart J. 83: 663, 1972.
10. **Brody D. A.:** The inverse determination of simple generator configurations from equivalent dipole and multipole information. IEEE Trans. biol. med. Eng. 15: 106, 1968.
11. **Frank E.:** An accurate clinically practical system for spatial VCG. Circulation 13: 737, 1956.
12. **Geselowitz D. B.:** Multipole representation for an equivalent cardiac generator. Proc. IRE 48: 75, 1960.
13. **Geselowitz D. B.:** Two theorems concerning the quadrupole applicable to electrocardiography. IEEE Trans. bio-med. Eng. 12: 164, 1965.
14. **Heppner D. B.:** Dipole and quadrupole measurements of an isolated turtle heart. IEEE Trans. bio-med. Eng. 15: 298, 1968.
15. **Hlavin J. M., Plonsey R.:** An experimental determination of a multipole representation of a turtle heart. IEEE Trans. bio-med. Eng. 10: 98, 1963.
16. **McFee R., Parungao A.:** An orthogonal lead system for clinical electrocardiography. Amer. Heart J. 62: 93, 1961.
17. **Pipberger H. V., Bialek S. M., Perloff J. K., Schnaper H. W.:** Correlation of clinical information in the standard 12-lead electrocardiograms and a corrected orthogonal 3-lead ECG. Amer. Heart J. 61: 34, 1961.
18. **Taccardi B.:** Distribution of heart potentials on the thoracic surface of normal human subjects. Circulation Res. 12: 341, 1963.
19. **Taccardi B.:** Ricerche sulla depolarizzazione degli strati miocardici superficiali nel mammifero. Boll. Soc. ital. Biol. sper. 36: 1861, 1960.
20. **Tannenbaum O., Vesell H., Schack J. A.:** A simple corrected orthogonal lead system of electrocardiography: correlation with the conventional twelve-lead electrocardiogram and clinical information. Amer. Heart J. 34: 349, 1963.