

## *Г л а в а 16*

### **ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ**

*Б. М. Чукерман, Л. И. Титомир*

#### **16.1. ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ**

Электрокардиография — это метод исследования сердца, основанный на регистрации и анализе электрических потенциалов, возникающих при деятельности сердца и отводимых с поверхности тела или с его полостей. В настоящей главе рассматриваются принципиальные основы электрокардиографии. Вопросы электрокардиографической диагностики патологических состояний сердца здесь не рассматриваются, так как они достаточно полно освещены в руководствах и монографиях по клинической электро- и векторкардиографии [2, 5, 60, 74, 75, 89, 203, 246, 255, 270, 341, 577, 578, 792, 1036, 1066, 1192, 1209].<sup>1</sup>

Впервые электрокардиограмма (ЭКГ) у человека была зарегистрирована в 1880 г. Шарпи при помощи капиллярного электрометра, но доступной для клинического применения она стала лишь после того, как Эйтховен [492] предложил для ее регистрации использовать струнный гальванометр. Им же были разработаны двуполюсные отведения от конечностей, которые на протяжении последующих 20 лет оставались единственными известными. Под названием «классических» или «стандартных» они до настоящего времени полностью сохраняют свое значение. В 1932 г. Вильсоном были предложены однополюсные отведения от грудной клетки, конечностей и пищевода. Они оказались весьма ценными для получения диагностической информации о сердце и в сочетании со стандартными отведениями составляют основной

<sup>1</sup> Особенности электрокардиографии у некоторых млекопитающих см. [212].

арсенал современной клинической электроэкардиографии. Существенный вклад в изучение физиологической сущности метода и его применение внесли отечественные ученые, ранее всего А. Ф. Самойлов [222], а также В. Ф. Зеленин, Л. И. Фогельсон, П. Е. Лукомский, М. Г. Удельнов, М. А. Киселев и другие.<sup>2</sup>

ЭКГ — это периодически повторяющаяся кривая, отражающая протекание процесса возбуждения сердца во времени. Отдельные ее элементы (зубцы и интервалы) получили специальные наименования (рис. 16.1). Зубец  $P$  отражает процесс деполяризации обоих предсердий. Комплекс  $QRS$  отражает деполяриза-

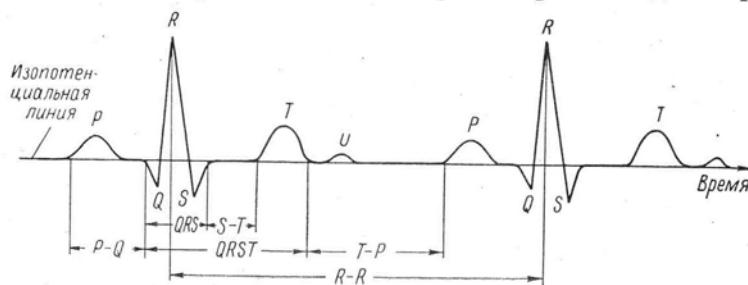


Рис. 16.1. Электрокардиограмма (схема).  
Обозначения см. в тексте.

цию обоих желудочков; а его длительность — суммарную продолжительность этого процесса. Сегмент  $ST$  и зубец  $T$  соответствуют фазе реполяризации желудочков. Происхождение зубца  $U$ , проявляющегося иногда на ЭКГ, остается пока неясным. Продолжительность интервала  $PQ$  определяется временем, за которое волна возбуждения проходит предсердия, атрио-вентрикулярный узел и проводниковую систему желудочков. Продолжительность интервала  $QR-ST$  указывает длительность так называемой «электрической систолы» сердца. Длительности механической систолы она может не соответствовать. Для продолжительности  $PQ$  и  $QR-ST$  установлены нормативы, связанные с частотой сокращений сердца, возрастом и полом. То, что возбуждению предсердий, атрио-вентрикулярного узла и желудочков соответствуют определенные элементы ЭКГ, дает возможность использовать электроэкардиографию для анализа ритма сердца и диагностики всевозможных его нарушений. Она не только обусловила возможность диагностики аритмий, но внесла также существенный вклад в представления об их природе и возникающих аномалиях проведения возбуждения. В этих вопросах электроэкардиография оказалась вне конкуренции. Поэтому первые десятилетия ее существования этот метод использовали в экспе-

<sup>2</sup> Историю развития электроэкардиографии см. [391].

рименте и клинике главным образом для решения указанного круга задач.

Позднее было обнаружено, что на ЭКГ находят также отражение различного рода изменения и повреждения миокарда. Однако ввиду сложности и индивидуальной изменчивости структуры миокарда (включая и проводниковую систему) и крайней сложности хронотопографии возбуждения в нем установить непосредственную связь между деталями процесса распространения возбуждения и их отражением на ЭКГ не представляется возможным до настоящего времени. Поэтому дальнейшее развитие клинической электрокардиографии приняло эмпирический характер и пошло по пути сопоставления морфологии кривых (зубца *P* и комплекса *QR-ST*) с клиническими и патологоанатомическими данными. В результате многолетних исследований были найдены сочетания признаков, позволяющие с известной точностью диагностировать очаговые и диффузные повреждения миокарда; обнаруживать гипертрофию того или иного отдела сердца; диагностировать блокаду проведения и определять локализацию зоны блока в проводниковой системе желудочков; следить за действием сердечных препаратов, особенно наперстянки и хинидина; обнаруживать нарушения в обмене электролитов, особенно калия. Эти и другие возможности электрокардиографии сделали ее необходимым методом исследования и обусловили повсеместное ее распространение.

Несмотря на значительные достижения электрокардиографии, нередко имеют место случаи, в которых, вопреки очевидной клинической картине, отклонения от нормы на ЭКГ не наблюдаются. Довольно часто возникает и другая ситуация: отклонения от нормы очевидны, но интерпретация их необычайно сложна или вообще невозможна. Это побуждает к совершенствованию и развитию электрокардиографии, и в частности к разработке и использованию новых систем отведений, новых методов регистрации и обработки получаемых данных. Однако чисто эмпирический путь совершенствования электрокардиографии очень длителен и неэкономен. В частности, опыт диагностики, накопленный при клиническом изучении одной системы электрокардиографических отведений, не может быть использован при работе с другими системами, и при введении новых отведений весь путь клинико-электрокардиографических сопоставлений приходится проходить заново. Поэтому возникшее в 50-х годах биофизическое направление в электрокардиографии быстро привлекло интерес специалистов. Основные задачи этого направления заключались в том, чтобы выяснить механизмы формирования ЭКГ в отведениях от поверхности тела и установить количественные соотношения между регистрируемыми потенциалами и сердцем как генератором тока.

Сердце представляет собой электрический генератор весьма сложной структуры. Оно состоит из огромного числа клеток,

каждая из которых, приходя в состояние возбуждения, становится источником тока (элементарным генератором), вызывая возникновение поля в окружающей сердце среде. В последовательные моменты времени число и распределение этих источников, а следовательно и структура суммарного генератора сердца изменяются. Соответственно изменяется и электрическое поле. На ЭКГ эти сложные изменения суммарного генератора находят отражение лишь в обобщенном и очень упрощенном виде, причем упрощенном неизвестным образом. Это лишает возможности судить по ЭКГ о структуре реального сердечного генератора. Возможность такого суждения была достигнута благодаря специальным методам регистрации ЭКГ, в которых упрощение истинной структуры генератора происходит известным образом. При этом можно определить характеристики (параметры) упрощенного генератора, получившего название «эквивалентный генератор сердца» и представляющего собой идеализированную электрическую модель реального генератора сердца. Структура ее задается заранее и имеет точное математическое описание. Эквивалентность модели реальному сердечному генератору состоит в том, что при условии замещения сердца моделью на поверхности тела в любой момент сердечного цикла должно возникать приблизительно такое же распределение потенциалов, как и при наличии самого сердца.

Первое модельное представление о сердце появилось на самом раннем этапе развития электрокардиографии. Уже в работах Уоллера и Эйнховена потенциалы, измеряемые на поверхности тела, рассматриваются как результат действия электрического генератора сердца, имеющего дипольную структуру. Дипольная концепция оказалась весьма плодотворной для понимания природы ЭКГ и значительно облегчила интерпретацию ее изменений при очаговых повреждениях миокарда, блокадах проведения возбуждения и др. На эту концепцию опирается метод векторкардиографии, предназначенный для регистрации вектора эквивалентного диполя сердца и его изменений на протяжении сердечного цикла. Ее же использует и векторный анализ ЭКГ, регистрируемой в 12 общепринятых отведений.

Дальнейшее изучение биофизической сущности электрокардиографии показало, однако, что в обычных электрокардиографических и большинстве векторкардиографических систем отведений регистрация вектора дипольного эквивалентного генератора сердца происходит с большими искажениями. Для их устранения и более правильного определения параметров эквивалентного диполя сердца разработаны специальные системы «корригированных ортогональных отведений». Особенность этих систем в том, что регистрируются всего 3 отведения, которые полностью характеризуют дипольный эквивалентный генератор, но отражают только его. Если важная для диагностики информация содержится не только в дипольной составляющей электрического поля

сердца, а в таких особенностях поля, для описания которых нужен более сложный эквивалентный генератор, чем диполь, то ортогональные отведения ее утеряют. Возникает вопрос, что предпочтительнее: обычные 12 отведений, чувствительные ко всем составляющим поля сердца, но отражающие их со значительными искажениями, или корrigированные ортогональные системы, отражающие лишь дипольную составляющую без искажений? Клинически вопрос окончательно не решен: каждая из этих точек зрения имеет своих сторонников. Однако и в экспериментах на животных, и в измерениях на людях установлено, что поле дипольного эквивалентного генератора может быть лишь приблизительно похожим на поле реального сердца и что для удовлетворительного количественного описания последнего требуются более сложные, чем диполь, модели. Их применение должно способствовать более точному представлению о сердечном генераторе. Предполагается, что в этой информации содержатся диагностические резервы электрокардиографии, использование которых увеличит клиническую ценность этого метода исследования сердца. Установление количественных соотношений между потенциалами, отводимыми от поверхности тела, и параметрами эквивалентного генератора сердца будет способствовать также развитию и совершенствованию путей автоматизации электрокардиографической диагностики.

Таким образом, изучение физиологической и биофизической сущности электрокардиографии стало одной из главных проблем электрокардиологии [773, 847, 1036]. Изложение существа метода электрокардиографии ведется здесь с этих позиций и составляет основное содержание настоящей главы.

#### 16.2. ЭЛЕМЕНТАРНЫЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ГЕНЕРАТОРЫ СЕРДЦА И ИХ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ ПОЛЕ

При работе сердца каждая возбуждающаяся клетка сердца вносит свой вклад в электромагнитное поле, которое возникает в окружающей сердце среде. В электрокардиографии используют измерения электрической составляющей этого поля.

Для оценки электрического поля сердца необходимо знать характеристики его элементарных генераторов, т. е. источников тока, возникающих в отдельных клетках сердца. Возбуждение клетки определяется тремя главными процессами, тесно связанными друг с другом, но имеющими собственные, в определенной мере автономные механизмы: процессом поляризации клеточной мембранны, который обеспечивает готовность клетки к возбуждению, процессом деполяризации мембранны (собственно возбуждение) и процессом распространения возбуждения. Распространение возбуждения становится возможным благодаря воз-

никновению местных токов, выходящих за пределы возбужденного участка волокна и вызывающих деполяризацию соседних покоящихся участков. Для приближенного расчета величины местных токов можно использовать «кабельные» модели (см. гл. 7). Для электрокардиографии местные токи клетки имеют определяющее значение, так как они создают электрическое поле в объемном проводнике (теле), окружающем возбужденное волокно, и представляют собой элементарный генератор тока сердца.

При электрокардиографии измерительные электроды располагают во внешней по отношению к волокнам миокарда среде, на большем или меньшем удалении от возбуждающихся участков сердца. Характер измеряемых потенциалов определяется формой суммарного электрического поля, создаваемого в этой среде многочисленными элементарными электрическими генераторами — возбуждающимися волокнами миокарда. Это было отмечено еще Вильсоном в 1933 г. [792, 1066].

Структура элементарного генератора иллюстрируется на рис. 16.2. Если представить возбужденный участок волокна в фиксированный момент времени, то пространственное распределение потенциалов вдоль этого участка отображает кривая на рис. 16.2, а. По форме она совпадает с трансмембранным потенциалом любой точки данного волокна, изменяющимся во времени при возбуждении (при неизменной скорости распространения возбуждения). Пространственное распределение плотности тока в объемном проводнике вдоль возбужденного участка волокна имеет вид полифазной кривой (рис. 16.2, б). Части кривой, лежащие выше оси абсцисс, соответствуют участкам волокна, где ток вытекает через мембрану во внешнюю среду, а части, лежащие ниже оси абсцисс — участкам волокна, где ток втекает снаружи внутрь волокна. Линии тока схематически показаны на рис. 16.2, в. При рассмотрении кривой на рис. 16.2, б видно, что у переднего фронта волны возбуждения (участок I на рис. 16.2, а) имеются две области с резко выраженным положительными и отрицательными экстремумами плотности тока, расположеными близко друг к другу. У заднего фронта волны возбуждения (участок 3 на рис. 16.2, а) имеются такие же области, однако они растянуты во времени и в пространстве, плотность тока в них меньше, а расстояние между точками максимума больше, чем у переднего фронта.

Если отводить биопотенциалы (т. е. измерять электрическое поле в точках, значительно удаленных от возбужденного волокна), то описанный генератор тока, расположенный в пространстве, удобно заменить идеализированным генератором, известным в электродинамике под названием «диполь тока». Диполь тока представляет собой совокупность истока (эквивалентного положительному заряду) и стока (эквивалентного отрицательному заряду) электрического тока, равных по интенсивности (т. е. по суммарному току) и занимающих бесконечно малые области пространства. Если исток и сток разделены конечным и не равным нулю расстоянием, то диполь называют

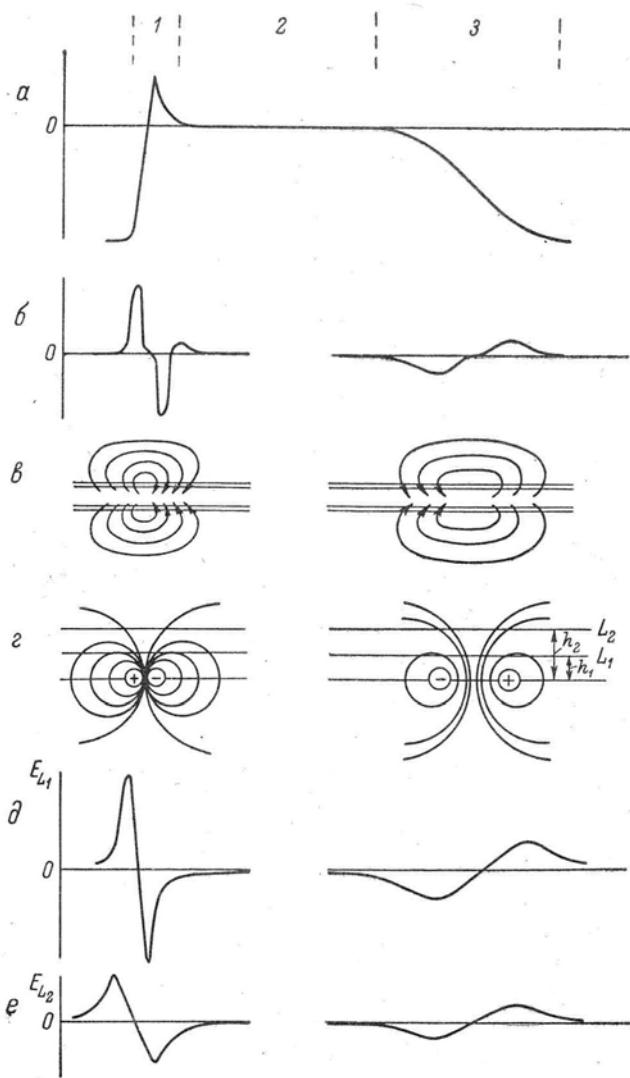


Рис. 16.2. Происхождение потенциала во внеклеточной электропроводящей среде при возбуждении неповрежденной клетки и вблизи участка повреждения невозбужденной клетки (схема).

*a* — изменение трансмембранных потенциалов вдоль волокна; *b* — изменение плотности локального тока вдоль волокна; *c* — силовые линии тока в плоскости, проходящей через ось волокна; *г* — диполи и эквипотенциальные линии в той же плоскости; *д* — изменение потенциала вдоль линии  $L_1$ ; *е* — изменение потенциала вдоль линии  $L_2$ .

конечным, и его количественная характеристика — дипольный момент — определяется как вектор

$$\vec{D} = I \vec{d}, \quad (16.1)$$

где  $I$  — полный ток истока и  $\vec{d}$  — вектор, направленный от отрицательного полюса диполя к положительному вдоль линии, соединяющей полюсы, и равный по длине расстоянию между ними. Такой диполь, соответствующий переднему фронту ПД, изображен в левой части рис. 16.2, *г*. Его интенсивность (модуль вектора дипольного момента) можно приближенно считать равной произведению суммарного тока, соответствующего первому положительному пику плотности тока (рис. 16.2, *б*), на расстояние между положительным и отрицательным пиками. Еще удобнее конечный диполь заменить «бесконечным», или точечным (его иногда называют «математическим диполем»). Точечный диполь тока представляет собой идеализированный генератор, который получается, если бесконечно сближать полюса конечного диполя и бесконечно увеличивать их интенсивность, сохраняя постоянным дипольный момент:

$$\vec{D} = \lim_{\substack{\vec{d} \rightarrow 0 \\ I \rightarrow \infty}} I \vec{d}. \quad (16.2)$$

Использование точечного диполя существенно облегчает рассмотрение многих теоретических и практических задач электроэнцефалографии, так как потенциальное поле, создаваемое таким элементарным генератором в объемной среде, описывается простыми математическими формулами.

Все сказанное относилось главным образом к участку волокна, где проходит передний фронт волны возбуждения (участок *І* на рис. 16.2, *а*), потому что именно здесь наиболее четко выражены области положительных и отрицательных источников тока, структура которых близка к диполю. Так как процесс деполяризации протекает медленнее и в области нисходящего участка ПД ток распределен на участке волокна большой протяженности, представление генератора тока в виде диполя (рис. 16.2, *г, справа*) оказывается здесь более грубым приближением. Тем не менее это приближение все же полезно для практических оценок.

Поскольку реальная длина волокна меньше протяженности волны ПД в пространстве, граничные условия на концах волокна оказывают определенное влияние на распределение токов элементарного генератора [248].

Таким образом, каждое возбужденное волокно сердца в начальный и конечный периоды возбуждения представляют собой два последовательно возникающих дипольных генератора противоположной полярности. Один из них соответствует процессу деполяризации и может быть довольно точно аппроксимирован точечным диполем. Второй, отражающий процесс реполяризации, также может быть описан диполем, но с большей погрешностью приближения.

Еще одна разновидность элементарных генераторов тока, играющая важную роль в электроэнцефалографии, возникает в волокнах сердца при наличии в нем участка повреждения. Источником электрического поля в этом случае является ток повреждения в области границы здорового и альтерированного участков волокна. Эта область представляет собой генератор, также имеющий дипольную структуру. По своей структуре он подобен генератору при обычном распространяющемся возбуждении сердца (рис. 16.2, *а—е*), однако в отличие от последнего

не находит отражения на ЭКГ, так как интенсивность тока изменяется во времени очень медленно. Наличие этого генератора становится очевидным только тогда, когда по здоровому участку волокна к поврежденной зоне приходит волна возбуждения. При этом интенсивность дипольного генератора быстро уменьшается, и в фазе инверсии трансмембранных потенциала диполь приобретает обратную полярность. После завершения цикла возбуждения генератор в зоне повреждения вновь приобретает исходную структуру.

**Электрическое поле генераторов сердца.** При работе сердца в естественных условиях каждое его волокно окружено тканями тела, т. е. объемной средой, проводящей электрический ток. Элементарные генераторы создают в этой среде электрическое поле, форма которого определяется как характеристиками генераторов, так и электрическими свойствами окружающей среды. Это электрическое поле имеет решающее значение для электрокардиографии.

Если изолированное волокно (или группа волокон) помещено в однородный раствор электролита достаточно большого объема, то искажения внеклеточного поля, связанные с неоднородностью проводящей среды, отсутствуют, и можно оценить типичную форму поля для рассматриваемых элементарных генераторов. При изучении электрического поля вне волокна измеряют разность потенциалов между двумя электродами, помещенными в заданные точки проводящей среды.

Эта разность потенциалов, или сигнал отведения, выражается уравнением

$$E(t, l) = E_1(t, l_1) - E_2(t, l_2), \quad (16.3)$$

где  $E_1$  и  $E_2$  — соответственно потенциалы электродов отведения (относительно некоторого общего «нулевого» потенциала), меняющиеся во времени  $t$  и зависящие от геометрического положения электродов (обозначаемого условно символами  $l$ ,  $l_1$ , и  $l_2$ ).

Для того чтобы определить изменение электрического потенциала в определенной точке поля, в этой точке помещают измерительный, или «дифферентный», электрод, а второй электрод, называемый «индифферентным», помещают в той области поля, где плотность тока и изменения потенциала пренебрежимо малы, и принимают потенциал этого электрода (например,  $E_2$ ), равным нулю. Тогда в уравнении (16.3) второе слагаемое принимает нулевое значение, и сигнал отведения будет определяться только первым слагаемым. В случае, когда генерирующее волокно окружено большим объемом проводящей жидкости, индифферентный электрод удобно располагать в точках, наиболее удаленных от волокна. Такое отведение называют униполярным, или однополюсным, так как его сигнал определяется почти исключительно изменениями потенциала дифферентного электрода [792, 1066].

Потенциал имеет нулевое значение также в плоскости, проходящей между противоположными полюсами дипольного генератора перпендикулярно к его оси и равноудаленной от этих полюсов. При таком определении нулевого потенциала рассматриваемое поле одиночного возбуждающегося волокна можно изобразить эквилюстральными линиями, показанными на рис. 16.2, *г*. В момент времени, зафиксированный на рис. 16.2, изменение потенциала вдоль линии  $L_1$ , параллельной оси волокна и отстоящей от него на некоторое расстояние  $h_1$ , будет изображаться кривой, представленной на рис. 16.2, *д*. На протяжении одного цикла возбуждения такой же вид должен иметь сигнал униполярного отведения с дифферентным электродом, расположенным где-либо на линии  $L_1$ , так как генераторы тока перемещаются вдоль волокна. Чем дальше от волокна отодвинут дифферентный электрод (т. е. чем расстояние  $h$  больше), тем меньше амплитуда сигнала отведения (рис. 16.2, *е*), однако качественные особенности его формы остаются неизменными. В реальных условиях измерения проводящая среда, окружающая волокно, имеет конечную протяженность и ограничена диэлектриком — воздухом. Это влияет на форму электрического поля в проводнике тем сильнее, чем меньше объем проводника по сравнению с размерами волокна. Однако вид кривой ПД одиночного волокна при внеклеточном отведении во всех основных чертах совпадает с видом теоретической кривой (рис. 16.2, *д, е*), предсказанной на основе изложенных выше представлений о структуре элементарного генератора.

Если электрическое поле вокруг волокна вызвано наличием участка повреждения, то оно не находит отражения при электрокардиографической регистрации, пока по неизменному участку волокна не распространяется волна возбуждения. Последняя, приходя к поврежденному участку, изменяет поле генератора повреждения со скоростью, пропорциональной изменению во времени трансмембранных потенциала действия в пограничном неповрежденном участке волокна. В результате вблизи границы в униполярном отведении регистрируется монофазная кривая, по форме близкая к трансмембранным ПД [792].

ЭКГ в униполярном отведении от зоны альтерации имеет характерную монофазную форму при любом повреждении сердца: механическом, химическом, тепловом и др., а также при острой его ишемии. В зависимости от степени повреждения монофазная форма ЭКГ может быть выражена более или менее четко.

Таким образом, в сердце могут существовать два вида элементарных генераторов. Один из них проявляет себя при распространении возбуждения по неповрежденным волокнам сердца. Возбуждение такого волокна в униполярном отведении регистрируется в виде полифазного импульса. Второй вид генераторов обнаруживается при повреждении сердца, в результате которого между альтерированным и смежным неповрежденным участком

клетки возникает ток повреждения. Волна возбуждения, подходя к границе участка альтерации, вызывает колебание потенциала повреждения, которое при униполярном отведении от этой области регистрируется в виде монофазного импульса.

### 16.3. ТЕОРИЯ ЭКВИВАЛЕНТНОГО ГЕНЕРАТОРА

При обычных условиях работы сердца электрическое поле генерируется одновременно большим числом волокон, расположенных в области переднего и заднего фронтов волны возбуждения. Форма этих фронтов, а следовательно и структура суммарного сердечного генератора, является весьма сложной и различной в разные моменты времени. Для установления связи между этим генератором и ЭКГ, отводимой от поверхности тела, необходимой оказалась разработка теории происхождения ЭКГ, включающей формулировку количественных характеристик суммарного электрического генератора сердца. Так как на ЭКГ отражаются именно суммарные, обобщенные характеристики сердечного генератора, генез ЭКГ представляют также в упрощенном, модельном виде.

Одной из ранних теорий происхождения ЭКГ является так называемая дифференциальная теория [60]. Она предполагает, что ЭКГ является результатом алгебраического суммирования двух монофазных кривых, отражающих возбуждение крупных участков и целых отделов сердца: правого и левого желудочков, основания и верхушки сердца и т. д.

Эту теорию происхождения ЭКГ едва ли следует считать приемлемой, так как помимо недостаточно обоснованного толкования индифферентности отводящих электродов она не учитывает сложную пространственно-временную структуру распространения возбуждения в сердце.

В последнее время для объяснения происхождения ЭКГ и количественного описания сложной совокупности генераторов тока в сердце предложены более или менее простые модели — эквивалентные электрические генераторы сердца [27]. Определив свойства тела как объемного проводника, можно с их помощью получить оценку электрического поля, создаваемого сердцем. С другой стороны, количественные характеристики эквивалентного генератора могут быть использованы для оценки хронотопографии возбуждения в сердце с точностью, зависящей от сложности избранной модели.

Одной из таких моделей является эквивалентный генератор типа электрического двойного слоя. Передний фронт волны возбуждения, перемещающийся в толще миокарда, можно рассматривать как две близко прилежащие друг к другу поверхности: одна из них образована распределенными положительными источниками тока [341]. Такой двойной слой состоит как бы из множества диполей (рис. 16.3, а), перпендикулярных к поверхности этого слоя (к переднему фронту волны возбуждения). На протяжении сердечного цикла двойной слой непрерывно перемещается и изменяет свою конфигурацию, в не-

которые моменты времени может состоять из нескольких фрагментов (рис. 16.3, б). Если предположить, что проводящая среда, окружающая генераторы, является однородным проводником, простирающимся в бесконечность, то потенциал, порождаемый двойным слоем в любой точке этой среды, выражается следующей простой формулой:

$$E = \frac{\rho D_s}{4\pi} \psi, \quad (16.4)$$

где  $\rho$  — удельное сопротивление объемного проводника,  $D_s$  — дипольный момент на единицу площади поверхности двойного слоя (он предполагается постоянным по всей этой поверхности) и  $\psi$  — пространственный угол, под

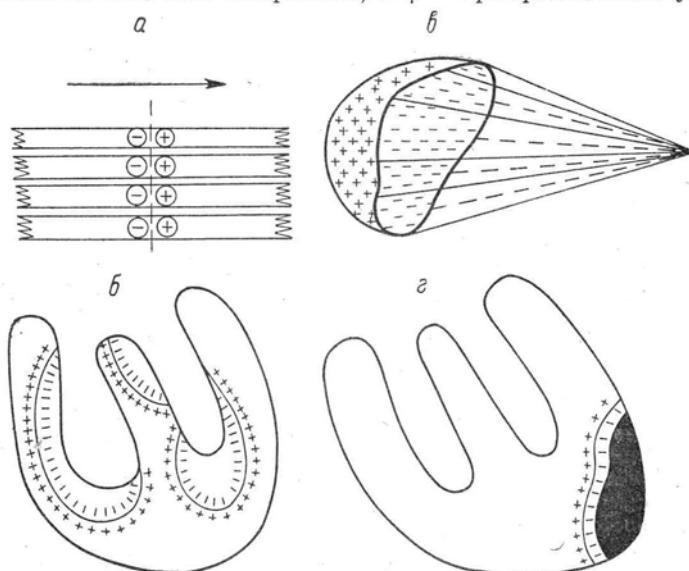


Рис. 16.3. Представление генератора сердца в виде электрического двойного слоя.

а — передний фронт волн возбуждения в участке миокарда, состоящий из элементарных дипольных генераторов — возбужденных волокон миокарда (стрелка — направление распространения возбуждения); б — передний фронт волны возбуждения желудочков в один из моментов, соответствующих комплексу *QRS*, представленный в виде нескольких электрических двойных слоев; в — электрический двойной слой в пространстве и пространственный угол, используемый при вычислении потенциала в точке *P* (жирная линия — край двойного слоя); г — электрический двойной слой на границе участков здорового и поврежденного миокарда в фазе диастолы (область повреждения сердца затенена).

которым виден край двойного слоя из точки измерения (рис. 16.3, в). Такой способ представления генераторов сердца, получивший убедительное экспериментальное обоснование (см. [847]), удобен тем, что для вычисления потенциала в любой данной точке поля не требуется подробного знания формы всей генерирующей поверхности; достаточно лишь знать конфигурацию ее края. Если в рассматриваемый момент времени в миокарде существует несколько отдельных генерирующих поверхностей, то потенциал в точке измерения можно определить как сумму потенциалов от каждой из них.

Если определенная область сердечной мышцы повреждена, то возникающие на ее границе генераторы электрического тока также можно рассматривать как двойной слой, который при состоянии покоя сердечной мышцы

обращен отрицательной стороной к поврежденной, а положительной — к здоровой части сердца (рис. 16.3, *г*). Когда здоровые участки миокарда, прилегающие к области повреждения, возбуждены, полярность двойного слоя меняется на противоположную.

Приведенное физико-математическое описание хорошо отражает одну из главных сторон генеза ЭКГ — пространственное распределение возбужденных клеток в каждый момент времени. Недостатком этой модели является то, что при ее использовании для определения характеристик эквивалентного генератора по потенциалам, измеренным на поверхности тела, возникают большие трудности вычислительного характера. Ввиду важности решения именно этой задачи были созданы другие физико-математические модели электрического генератора сердца. И хотя они в меньшей мере отражают биофизическую сущность происходящих в сердце процессов, но зато более удобны для количественного описания электрокардиографических измерений [5].

Широкое распространение в теории электроэнцефалографии получил мультипольный эквивалентный генератор сердца. Он представляет собой совокупность точечных мультиполей разных порядков, которые располагают в фиксированной точке сердца, принимая ее за начало системы координат [561]. Мультиполем 1-го порядка является диполь, который математически характеризуется дипольным моментом — векторной величиной. Диполь имеет 3 независимые компоненты, являющиеся проекциями вектора момента диполя на оси координат. Он образуется при сближении двух противоположных по знаку точечных источников тока. Мультиполем 2-го порядка является квадриполь, имеющий пять независимых компонент. Он образуется при сближении двух диполей противоположной полярности. Далее идет октаполь, и т. д. В общем случае мультипольный эквивалентный генератор сердца содержит бесконечное число членов. Компоненты мультиполей, изменяющиеся во время сердечного цикла, можно использовать как характеристики электрического состояния сердца. И наоборот: любое мгновенное распределение элементарных генераторов в сердце можно представить совершенно определенными значениями компонент мультипольного эквивалентного генератора. При использовании мультипольного эквивалентного генератора потенциал в любой точке поверхности тела (т. е. сигнал однополюсного отведения) выражается как сумма произведений переменных во времени компонент мультиполей на постоянные коэффициенты:

$$E(t) = l_x D_x(t) + l_y D_y(t) + l_z D_z(t) + l_{xx} Q_{xx}(t) + l_{yy} Q_{yy}(t) + \\ + l_{zz} Q_{zz}(t) + l_{xy} Q_{xy}(t) + l_{yx} Q_{yx}(t) + l_{yz} Q_{yz}(t) + \\ + l_{zy} Q_{zy}(t) + l_{zx} Q_{zx}(t) + l_{xz} Q_{xz}(t) + \dots, \quad (16.5)$$

где  $D_x(t)$ ,  $D_y(t)$ ,  $D_z(t)$  — компоненты диполя сердца,  $Q_{xx}(t)$ ,  $Q_{yy}(t)$ ,  $\dots$ ,  $Q_{zz}(t)$  — компоненты квадриполя сердца,  $l_x$ ,  $l_y$ ,  $\dots$ ,  $l_{xz}$  — постоянные коэффициенты. Члены выше 2-го порядка, не записанные в приведенном уравнении, играют менее значительную роль в образовании потенциала. Все величины выражены в прямоугольной системе координат  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , жестко привязанной к анатомическим осям тела: ось  $x$  направлена влево, ось  $y$  — вниз и ось  $z$  — назад.

В приведенном уравнении коэффициенты  $l$  зависят от геометрического положения отводящего электрода относительно эквивалентного генератора и от электрической и геометрической структуры тела. Уравнение справедливо не только для однополюсного, но и для двуполюсных, а также для сложных отведений (т. е. отведений, в которых два или большее число электродов объединены через специальные резисторы). В этом общем случае коэффициенты  $l$  зависят кроме указанных выше факторов также от величин сопротивлений резисторов в цепи отведения, т. е. от электрической структуры отведения. Поэтому коэффициенты  $l$ , характеризующие чувствительность отведения к соответствующим компонентам эквивалентного генератора сердца, используются для количественного описания отведения как измерительного устройства.

Эквивалентный генератор еще одного типа (мультидипольный эквивалентный генератор) состоит из конечного числа диполей, фиксированных в определенных точках миокарда и сохраняющих неизменную ориентацию вектора момента (обычно по нормали к поверхности сердца), но изменяющихся во время кардиоцикла свою интенсивность, т. е. величину [5, 669, 1050]. Предполагается, что каждый из этих диполей отражает суммарную электрическую активность данного участка сердца. Для такого эквивалентного генератора, содержащего  $N$  диполей, сигнал любого отведения при указанных выше допущениях об электрических свойствах тела выражается суммой

$$E(t) = l_1 D_1(t) + l_2 D_2(t) + \dots + l_N D_N(t), \quad (16.6)$$

где  $D_1(t), D_2(t), \dots, D_N(t)$  — моменты диполей, входящих в состав эквивалентного генератора;  $l_1, l_2, \dots, l_N$  — постоянные коэффициенты, характеризующие свойства отведения; они аналогичны коэффициентам  $l_x, l_y, \dots, l_{xz}$  в уравнении (16.5). После того как избран какой-либо определенный вид эквивалентного генератора, задача количественного анализа ЭКГ сводится к определению компонент эквивалентного генератора по величине потенциалов на поверхности тела. При использовании эквивалентных генераторов рассмотренных типов для решения этой задачи нужно в каждый момент времени решить систему линейных алгебраических уравнений типа (16.5) или (16.6). Очевидно, для этого необходимо иметь сигналы независимых отведений, число которых не меньше числа искомых компонент эквивалентного генератора, и знать коэффициенты уравнений, т. е. характеристики отведений.

Мультипольный эквивалентный генератор обладает рядом преимуществ перед эквивалентными генераторами других типов: его элементы упорядочены по отношению к величине вклада, который они вносят в потенциал на поверхности тела; он универсален в том смысле, что к нему можно свести эквивалентный генератор любого другого типа. В самом общем виде мультипольный эквивалентный генератор содержит бесконечно большое число элементов и практически неприменим. Поэтому для решения электрокардиографических задач используют эквивалентные генераторы, составленные из мультиполей нескольких низших порядков.

Первый элемент мультипольного эквивалентного генератора — диполь сердца — обуславливает основную часть потенциала на поверхности тела. Математически он описывается векторной величиной, называемой «электрическим вектором сердца», меняющейся по модулю и направлению на протяжении сердечного цикла. Этот вектор имеет три компоненты:  $D_x, D_y, D_z$ . Векторную величину с компонентами  $l_x, l_y, l_z$ , определяющими чувствительность данного отведения к компонентам диполя сердца, называют вектором отведения. Его модуль и направление во времени не меняются. В системе стандартных отведений I, II и III находят отражение не все три компоненты эквивалентного диполя, а лишь две из них, лежащие во фронтальной плоскости тела. Напротив, сигналы грудных отведений отражают преимущественно компоненты диполя, лежащие в трансверсальной плоскости тела. Все три компоненты диполя сердца регистрируются в пространственных векторкардиографических системах отведений. Практически все названные системы отведений отражают и некоторые недипольные компоненты, т. е. компоненты мультиполей 2-го порядка и выше. Это приводит к необходимости формулировать приближенные эквивалентные генераторы более сложной структуры.

Одной из важнейших задач современной электроэнцефалографии является выбор такого эквивалентного генератора, который при максимально простой структуре содержал бы всю необходимую для диагностики информацию.

В клинической электроэнцефалографии повсеместно применяется и сохраняет свое значение эмпирически установленное соответствие вида ЭКГ характеру поражения проводящей системы и мио-

карда. Однако несомненно, что способы диагностики, благодаря введению в электрокардиографию количественных принципов, постепенно будут претерпевать изменения. Для этого формулируется физическое описание сердца в виде эквивалентного генератора и устанавливается связь между патологическими состояниями сердца, подлежащими диагностике, и параметрами эквивалентного генератора. Кроме того, разрабатываются и совершенствуются методы наиболее простого и точного определения этих параметров по отведениям от поверхности тела.

#### 16.4. ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЕ ОТВЕДЕНИЯ

В практике электрокардиографии для регистрации электрической активности сердца нашли применение системы отведений, предложенные в различное время разными авторами. Биофизические характеристики наиболее распространенных систем даны ниже.

**Классификация отведений.** Существует несколько видов такой классификации [792]. В зависимости от близости отводящих электродов к сердцу различают прямые, полуправые и непрямые отведения. Прямыми называют отведение, у которого хотя бы один электрод помещен непосредственно на наружной или внутренней поверхности сердца. Регистрируемые при этом кривые в отличие от ЭКГ называют электрограммой сердца. Полупрямыми принято называть отведения, электроды которых вводят в полости тела близко к сердцу (например, в пищевод или бронхи). Все отведения, электроды которых располагаются на поверхности тела, называют непрямыми. Такое подразделение отведений условно. По существу отведения всех указанных типов являются непрямыми, так как их электроды не контактируют с возбужденными волокнами, а находятся от них на большем или меньшем расстоянии.

Другая классификация характеризует относительный вклад потенциала каждого из отводящих электродов в сигнал отведения (ЭКГ), отражающий изменения электрических генераторов сердца во времени. С этой точки зрения, отведения подразделяют на однополюсные и двуполюсные. Ко второй группе относятся также отведения, называемые дифференциальными.

В идеальном однополюсном отведении только один электрод является дифферентным, т. е. воспринимающим изменения электрического поля сердца. Потенциал другого электрода («нулевой терминали») на протяжении всего процесса возбуждения сердца изменяется пренебрежимо мало по сравнению с потенциалом дифферентного электрода. Сигнал однополюсного отведения выражается уравнением (16.3), в котором остается лишь один член суммы, соответствующий дифферентному электроду. Этот тип отведений наиболее четко отражает изучаемую картину изменения потенциалов.

Если заметно изменяются потенциалы обоих электродов, то отведение называют двуполюсным. В этом случае в уравнении (16.3) учитывают оба члена, и сигнал отведения представляет собой разность двух кривых, характеризующих изменения потенциала на электродах отведения.

В дифференциальных отведениях электроды находятся на очень близком расстоянии друг от друга. Величина сигнала такого отведения приблизительно пропорциональна производной потенциала вдоль линии, соединяющей электроды.

Электрокардиографические отведения характеризуются расположением электродов относительно определенных анатомических ориентиров или простыми геометрическими соотношениями между сердцем и отводящими электродами. Значения измерительных характеристик отведений в клинической диагностике обычно не принимаются во внимание. Между тем для определения параметров эквивалентного генератора сердца знать характеристики применяемых отведений необходимо. Каждому избранному виду эквивалентного генератора сердца должна соответствовать своя специальная измерительная система (совокупность определенных электрокардиографических отведений). Свойства системы определяются числом отведений и их конструкцией, т. е. количеством и размещением отводящих электродов, схемами смешивания и уравновешивания потенциалов и др. Чем сложнее избранный эквивалентный генератор сердца, тем сложнее должна быть система отведений. Например, если принять наиболее распространенную точку зрения, что для диагностики достаточно описания сердца эквивалентным диполем тока, то для регистрации трех компонент диполя достаточно трех независимых отведений (ортогональные корректированные системы, см. ниже). Если же значимыми для диагностики считать и квадрипольные компоненты [322] мультипольного эквивалентного генератора, то число необходимых независимых отведений возрастает до восьми.

При целенаправленном конструировании отведений возникает ряд теоретических и практических проблем: обеспечение устойчивости характеристик отведений по отношению к анатомическим особенностям строения тела, удобство практического применения системы отведений, наглядность геометрической интерпретации отводимых потенциалов, выбор оптимальных способов дальнейшей их обработки и т. д. Эти проблемы являются предметом теоретических и экспериментальных исследований.

Чувствительность отведений к различным элементам мультипольного эквивалентного генератора сильно зависит от расстояния между сердцем и отводящими электродами. Например, чувствительность отведения к компонентам диполя обратно пропорциональна квадрату расстояния электродов от центра сердца (начала координат), к компонентам квадриполя — обратно пропорциональна кубу расстояния. Ослабление потенциала, обусловленного мультипольными составляющими более высоких порядков, происходит еще быстрее. Поэтому в отведениях от конечностей регистрируется практически

лишь дипольная компонента; в грудных же отведениях, благодаря близости электродов к сердцу, регистрируются и компоненты более высоких порядков.

**Общепринятая система электрокардиографических отведений.** Система состоит из 12 отведений и включает 3 стандартных двухполюсных отведения от конечностей, 3 однополюсных «усиленных» отведения от конечностей и 6 однополюсных грудных отведений. Отводящие электроды при отведениях от конечностей закрепляют на правом и левом предплечьях и левой голени. Схема стандартных отведений (обозначаемых как I, II и III) приведена на рис. 16.4, а, схема усиленных однополюсных отведений (обозначаемых aVR, aVL и aVF) — на рис. 16.4, в. Принято 6 обязательных грудных отведений (от  $V_1$  до  $V_6$ ), которые отличаются друг от друга позицией дифферентного отводящего электрода в прекордиальной области (рис. 16.4, г).

Индифферентный электрод в однополюсных отведениях обычно делают сложным, комбинируя потенциалы, отводимые от разных точек поверхности тела. Это необходимо, для того чтобы потенциал объединенного электрода стал близким к нулю (к потенциальному электрическому центру сердца, т. е. точки, находящейся посередине между полюсами эквивалентного дипольного генератора сердца) и на протяжении сердечного цикла изменялся незначительно.

Для грудных однополюсных отведений применяют индифферентный электрод («центральную» или «нулевую терминал» Вильсона), схема которого представлена на рис. 16.4, б. Резисторы с сопротивлением 5 кОм предназначены для предотвращения искажений электрического поля сердца, которые могут возникнуть при коротком замыкании разных точек поверхности тела.

Для регистрации однополюсных отведений от конечностей в качестве нулевого электрода также можно применять центральную терминал Вильсона. Однако при этом вход электрокардиографа шунтируется сопротивлением 5 кОм, и амплитуда сигнала отведения уменьшается на  $1/3$  своей величины. Чтобы этого избежать, в усиленных однополюсных отведениях отъединяют от нулевой терминал конечность, на которой располагают дифферентный электрод. В результате терминал суммирует потенциалы только двух конечностей (рис. 16.4, в), что не приводит, однако, к заметному изменению вида регистрируемой ЭКГ.

Рассмотрим измерительные характеристики общепринятой системы отведений применительно к дипольному эквивалентному генератору сердца. Точной приложения диполя (началом координат) принято считать геометрический центр сердца (его иногда называют электрическим центром сердца.) Если принять обычное в электрокардиографии допущение, что генератор окружен однородной проводящей средой бесконечной протяженности, то потенциал в любой точке проводника (тела) выражается следующей простой формулой:

$$E = \frac{\rho D}{4\pi r^2} \cos \alpha, \quad (16.7)$$

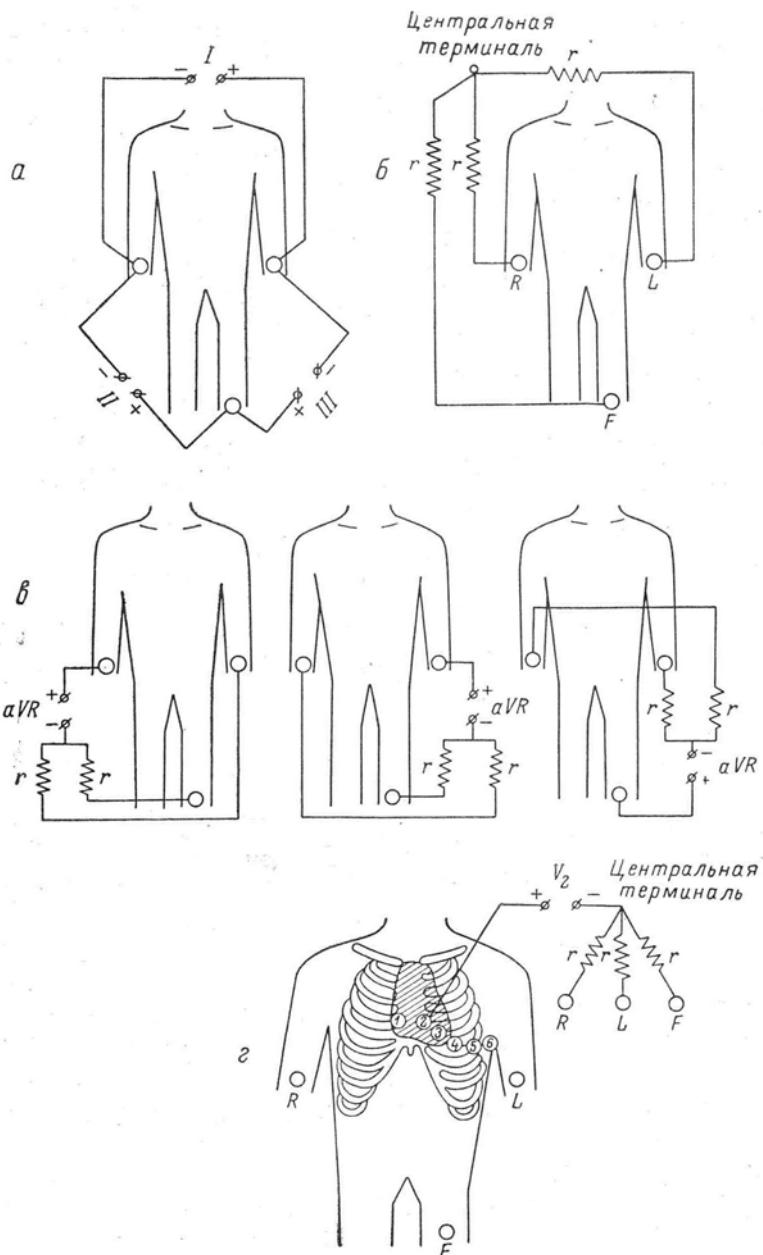


Рис. 16.4. Общепринятая система электрокардиографических отведений.  
 а — стандартные двуполярные отведения от конечностей; б — центральная (нулевая) терминалъ Вильсона; в — однополюсные усиленные отведения от конечностей; г — однополюсные грудные отведения. R — правая рука, L — левая рука, F — левая нога, r — смещающие резисторы. Заштрихован проекция сердца на фронтальную плоскость тела.

где  $\rho$  — удельное сопротивление объемного проводника;  $D$  — дипольный момент генератора сердца;  $r$  — расстояние точки измерения от начала координат, где расположен диполь, и  $\alpha$  — угол между вектором дипольного момента и отрезком прямой, соединяющей начало координат с точкой измерения. Для расчетов примем, что электроды стандартных отведений от конечностей расположены на вершинах углов равностороннего треугольника (треугольник Эйтховена). Он лежит во фронтальной плоскости тела (плоскость  $xOy$ ), а его центр совпадает с началом координат (рис. 16.5, *a*). Согласно формуле (16.7) и простейшим тригонометрическим соотношениям, потенциалы электродов, установленных на конечностях, выражаются как

$$\begin{aligned} E_R &= k(-0.86D_x - 0.5D_y), \\ E_L &= k(0.86D_x - 0.5D_y), \\ E_F &= kD_y, \end{aligned} \quad (16.8)$$

где  $k = \frac{\rho}{4\pi r^2}$  — постоянный коэффициент;  $D_x$  и  $D_y$  — боковая и продольная (вертикальная) компоненты дипольного момента соответственно. Поперечная (переднезадняя) компонента  $D_z$  во фронтальной плоскости, а следовательно и в рассматриваемых точках измерения, дает нулевой потенциал. Выражения для сигналов стандартных отведений I, II и III получаем как разности потенциалов соответствующих точек измерения — см. формулу (16.3).

$$\begin{aligned} E_I &= E_L - E_R = 1.73kD_x, \\ E_{II} &= E_F - E_R = k(0.86D_x + 1.5D_y), \\ E_{III} &= E_F - E_L = k(-0.86D_x + 1.5D_y). \end{aligned} \quad (16.9)$$

Компоненты векторов стандартных отведений равны коэффициентам при соответствующих компонентах дипольного момента в уравнениях (16.9) — см. формулу (16.3).

$$\begin{aligned} l_{Ix} &= 1.73k, & l_{Iy} &= 0, & l_{Iz} &= 0, \\ l_{IIx} &= 0.86k, & l_{IIf} &= 1.5k, & l_{IIZ} &= 0, \\ l_{IIIx} &= -0.86k, & l_{IIIf} &= 1.5k, & l_{IIIZ} &= 0. \end{aligned} \quad (16.10)$$

Таким образом, чтобы определить значения компонент диполя сердца во фронтальной плоскости для любого момента времени, нужно измерить сигналы любых двух из трех стандартных отведений от конечностей и решить систему двух уравнений с двумя неизвестными; выражения (16.10) дают коэффициенты этой системы. Сигнал любого из рассматриваемых отведений легко определить по сигналам двух других, воспользовавшись известным соотношением Эйтховена  $E_I - E_{II} + E_{III} = 0$ , которое справедливо всегда, независимо от принятой модели генераторов сердца и принятых допущений о свойствах тела как проводника. Следует подчеркнуть, что это соотношение точно выполняется только для синхронных моментов времени, и его применение к амплитудам зубцов стан-

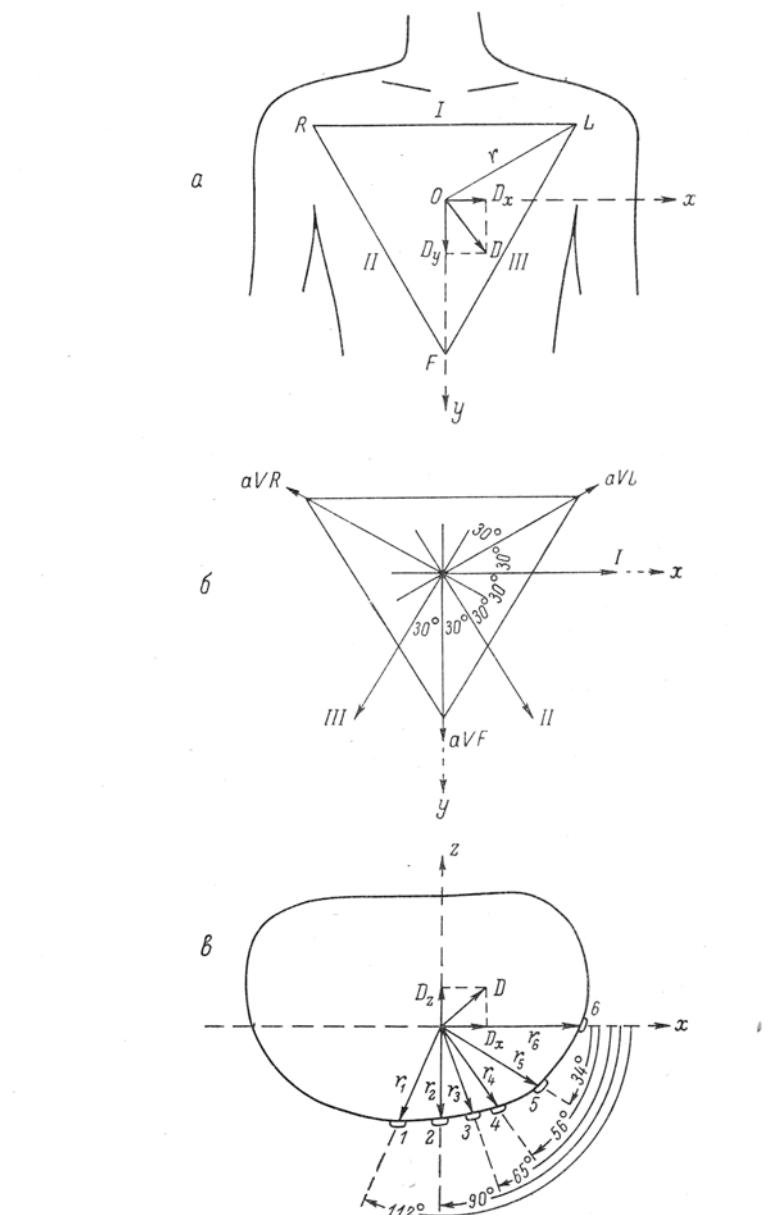


Рис. 16.5. Геометрическое соотношение между эквивалентным диполем сердца и электрокардиографическими отведениями. (По [60]).

*a* — треугольник Эйнховена; *б* — ориентация векторов стандартных и усиленных однополюсных отведений от конечностей во фронтальной плоскости тела; *в* — схема расположения грудных электродов и ориентация векторов однополюсных грудных отведений в трансверсальной плоскости тела. Остальные обозначения см. в тексте.

дартной ЭКГ (вершины которых часто не совпадают во времени) допустимо лишь для получения грубых, приближенных оценок.

Потенциал центральной терминалы равен среднему значению потенциалов трех электродов на конечностях. В рассматриваемом случае он равен нулю:

$$E_W = \frac{1}{3} (E_R + E_L + E_F) = 0. \quad (16.11)$$

В этом легко убедиться, суммируя уравнения (16.8). Следовательно, при допущениях, соответствующих модели треугольника Эйтховена (рис. 16.5), центральная терминалы Вильсона является идеальной индифферентной точкой.<sup>3</sup>

Выражения для сигналов каждого из усиленных однополюсных отведений от конечностей  $aVR$ ,  $aVL$  и  $aVF$  получаются как разность потенциалов дифферентного электрода на соответствующей конечности и индифферентной точке (потенциал последней равен среднему значению потенциалов двух электродов на других конечностях):

$$\begin{aligned} E_{aVR} &= E_R - E_{aVRi} = k(-1.29D_x - 0.75D_y), \\ E_{aVL} &= E_L - E_{aVLi} = k(1.29D_x - 0.75D_y), \\ E_{aVF} &= E_F - E_{aVFL} = 1.5kD_y. \end{aligned} \quad (16.12)$$

Из этих уравнений легко получить компоненты векторов отведений, подобно тому как они были получены из уравнений (16.9) для отведений I, II и III.

Чтобы определить параметры трудных однополюсных отведений, воспользуемся упрощенной схемой геометрических соотношений между дипольным генератором и позициями грудных электродов (рис. 16.5, в). На рисунке изображено трансверсальное сечение тела в плоскости приблизительно той, в которой лежат дифферентные электроды грудных отведений.

Начало координат совмещено с электрическим центром сердца. Сигнал каждого однополюсного грудного отведения равен разности между потенциалами данного грудного электрода и центральной терминалы. Так как величина последнего, согласно уравнению (16.11), равна нулю, в соответствии с формулой (16.17) сигналы грудных отведений выражаются уравнениями:

$$\begin{aligned} E_{V_1} &= k_1 (-0.38D_x - 0.93D_z), \\ E_{V_2} &= -k_2 D_z, \\ E_{V_3} &= k_3 (0.42D_x - 0.91D_z), \\ E_{V_4} &= k_4 (0.56D_x - 0.83D_z), \\ E_{V_5} &= k_5 (0.83D_x - 0.56D_z), \\ E_{V_6} &= k_6 D_x, \end{aligned} \quad (16.13)$$

где  $k_1 = \frac{\rho}{4\pi r_1^2}$ ,  $k_2 = \frac{\rho}{4\pi r_2^2}$ ,  $k_3 = \frac{\rho}{4\pi r_3^2}$ ,  $k_4 = \frac{\rho}{4\pi r_4^2}$ ,  $k_5 = \frac{\rho}{4\pi r_5^2}$ ,  $k_6 = \frac{\rho}{4\pi r_6^2}$ .

<sup>3</sup> В действительности потенциал этого электрода отличен от нуля и на протяжении  $QRS$  достигает приблизительно 0.15 мВ [792].

и  $r_1, r_2, r_3, r_4, r_5$  и  $r_6$  — расстояния грудных электродов от центра сердца. К продольной компоненте дишаля сердца грудные отведения нечувствительны, так как потенциал этой компоненты в трансверсальной плоскости равен нулю. Из уравнений (16.13) можно получить значения компонент векторов грудных однополюсных отведений.

При дипольном эквивалентном генераторе сигнал любого отведения равен величине проекции вектора сердца на направление вектора отведения, умноженной на величину вектора этого отведения.

Приведенные количественные соотношения оказываются полезными для клинической электрокардиографии [60], хотя дают лишь весьма приближенную характеристику вектора сердца. Неточность этих соотношений обусловлена многими факторами. Главный из них: сделанные расчеты исходят из предположения, что для описания сложного распределения электрических токов сердца достаточно одного диполя с фиксированной точкой приложения. Для отведений от конечностей, электроды которых расположены на значительном удалении от сердца, это допущение более или менее справедливо. В грудных же отведениях, электроды которых расположены близко к сердцу, могут регистрироваться и недипольные компоненты, связанные с поступательными смещениями в сердце источников электрического тока.

Таким образом, из теории мультипольного эквивалентного генератора сердца следует вывод, важный для практики электрокардиографии: ЭКГ в прекордиальных отведениях лучше отражает электрические процессы в областях сердца, прилежащих к отводящим электродам, чем в отдаленных от них. Это проявляется тем сильнее, чем ближе электроды к сердцу.

Другой источник ошибок при расчете сигналов отведений — это погрешность определения характеристик самих отведений. Причинами ее являются неточность принятой геометрической схемы расположения электродов и генератора сердца, влияние диэлектрической среды (воздуха), ограничивающей тело, влияние внутренних электрических неоднородностей тела. Эти факторы не учитываются в приведенных выше формулах, что приводит к ошибкам в вычислении векторов отведений. Например, потенциал центральной терминали Вильсона, согласно принятой модели, всегда должен быть равен нулю, что не соответствует действительности. Попытки расчета хотя бы наиболее важных из этих факторов оказались весьма затруднительными из-за сложности и крайней трудоемкости вычислительных операций. Более эффективным для решения этих вопросов явился метод электрофизического моделирования. При моделировании предусматривается создание физической модели генератора сердца и физической модели тела, более или менее точно воспроизводящей его внешнюю форму и основные внутренние неоднородности. Характеристики отведений опреде-

ляют непосредственным измерением потенциалов электрического поля на модели [1057].

Эти эксперименты показали, насколько сигналы отведений общепринятой системы зависят от положения сердца в грудной клетке, а также от конституциональных особенностей исследуемого. Были получены количественные оценки изменений ЭКГ в зависимости от точки расположения дипольного генератора, который служил моделью электрического генератора сердца. Чувствительность грудных отведений к перемещениям дипольного генератора (к высшим мультипольным компонентам) оказалась в среднем в несколько раз выше, чем чувствительность отведений от конечностей.

За длительное время клинического применения стандартной электрокардиографии были выработаны многочисленные диагностические критерии. Часть из них имеет физико-физиологическое обоснование, другая часть базируется главным образом на эмпирических сопоставлениях. В основе этих критериев лежат характеристики ЭКГ, легко получаемые простыми измерениями и визуальной оценкой зарегистрированных кривых. Среди них: частота и ритмичность сокращений сердца, последовательность зубцов, их направление и форма. Существенное значение имеют также продолжительность характерных интервалов ( $PQ$ ,  $QR$ ,  $QT$ ), смещение сегментов ЭКГ ( $PQ$  и  $T$ ) относительно изоэлектрической линии и др.

ЭКГ, записанные у здоровых людей, имеют индивидуальные различия. Совокупность таких ЭКГ характеризует «норму», отклонения от которой сигнализируют о патологическом состоянии сердца. Чем уже область «нормы» и чем резче ее границы, тем больше диагностические возможности электрокардиографического метода. Многочисленные причины несердечного происхождения (наиболее важные перечислены выше) вызывают разнообразные и довольно значительные изменения ЭКГ. Это создает расплывчатость границ «нормы» и уменьшает возможность обнаружения изменений, обузванных патологическим состоянием сердца. Одной из главных причин вариабельности векторов отведений, а следовательно изменчивости ЭКГ, являются конституциональные различия исследуемых. В значительной мере они связаны с возрастом; поэтому для улучшения электрокардиографической диагностики используют параметры нормальной ЭКГ для разных возрастных групп.

Значения амплитуд зубцов ЭКГ человека для различных вариантов нормы содержатся в таблицах, имеющихся у Долабчина [74].

Временные параметры ЭКГ человека: максимальная продолжительность зубца  $P$  и комплекса  $QRS$  в норме не превышает 0.10 с; нормальные величины продолжительности участков  $PQ$  и  $QRST$  не могут быть определены однозначно, так как «норма» оказывается различной в зависимости от частоты сокращений сердца, от пола и

возраста. Например, зависимость между частотой сердечных сокращений и длительностью участка  $QPS$  устанавливается эмпирической формулой Базетта:

$$QRST = K \sqrt{RR}, \quad (16.14)$$

или систолическим показателем ( $C\Pi$ ) Фогельсона—Черногорова:

$$C\Pi = \frac{QRST}{RR} \cdot 100 (\%). \quad (16.15)$$

По данным разных авторов, значения  $K$  в формуле Базетта составляют 0.37—0.40 для женщин и 0.40—0.44 для мужчин.

Верхние пределы допустимых отклонений  $PQ$  приведены в табл. 16.1; нормальные длительности других участков ЭКГ см. у Фогельсона [270].

Таблица 16.1

Предельная длительность отрезка  $PQ$  в норме при разной частоте сердечных сокращений у лиц различного возраста.  
(По [578])

Возраст	При числе сокращений сердца в 1 мин				
	< 70	71—90	91—110	111—130	> 130
Старики	0.21	0.20	0.19	0.18	0.17
Взрослые	0.20	0.19	0.18	0.17	0.16
Дети:					
14—17 лет	0.19	0.18	0.17	0.16	0.15
7—13 лет	0.18	0.17	0.16	0.15	0.14
1½—6 лет	0.17	0.165	0.155	0.145	0.135
0—1½ лет	0.16	0.15	0.145	0.135	0.125

**Дополнительные электрокардиографические отведения.** Помимо общепринятой системы, в практике электрокардиографии находят применение и другие отведения и системы отведений. Их использование вызвано стремлением получить дополнительную информацию об электрическом состоянии сердца или особыми условиями регистрации ЭКГ.

В дополнение к общепринятой системе применяют целый ряд однополюсных грудных отведений, которые отличаются лишь расположением дифферентного электрода на поверхности грудной клетки. Среди них: крайние левые грудные отведения  $V_7$ ,  $V_8$ ,  $V_9$ ; отведения от правой половины грудной клетки  $V_{3R}$ ,  $V_{4R}$  и др.; отведения от других межреберных промежутков  $V_2^2$ ,  $V_2^3$ ,  $V_2^5$ ,  $V_2^6$  и др.<sup>4</sup>

Эти отведения применяют при трудных для диагностики случаях инфаркта миокарда, для уточнения диагностики блокады

<sup>4</sup> Цифровой индекс внизу, как и в общепринятой системе, указывает позицию электрода; индекс наверху — межреберный промежуток; индекс

проведения, гипертрофии желудочков и др.. Известно, однако, что и эти отведения не всегда отвечают на вопрос, имеет ли место у данного больного поражение сердца, предполагаемое по материалам клинического обследования. В подобных случаях более точную информацию обычно можно получить, применяя внутриполостные однополюсные отведения, дифферентный электрод которых вводят в пищевод, бронхи, в полости предсердий или желудочков (при зондировании сердца). В частности, инфаркт заднедиафрагмальной области левого желудочка хорошо виден на ЭКГ в пищеводном

отведении, но может быть совершенно незаметен в отведениях от поверхности тела. Диагностическая ценность полуправых однополюсных отведений, по-видимому, свя-

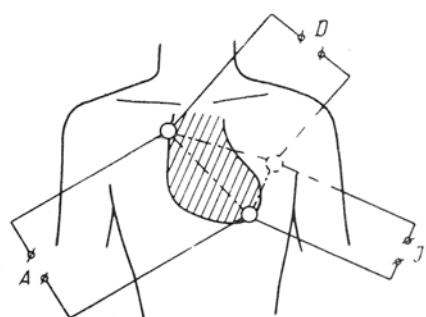


Рис. 16.6. Схема систем отведений Нæба.

Объяснения в тексте.

зана с близостью к сердцу дифферентного электрода и в связи с этим — повышенной чувствительностью отведений к высшим мультипольным компонентам сердечного генератора.

Дуплюсные отведения от грудной клетки находят практическое применение в системе отведений Нæба [890]. Три отводящих электрода этой системы размещаются во втором межреберье справа от грудины, по задней подмышечной линии на уровне верхушки сердца и на передней поверхности грудной клетки в области верхушки сердца. Эти электроды попарно образуют три отведения (*A*, *D* и *I*), соответствующие сторонам «малого треугольника» (рис. 16.6). Нæб нашел, что эта система, несмотря на минимальное число отведений, позволяет достаточно полно регистрировать электрическую активность задних, передних и нижних областей сердца. Особенно удобна эта система для регистрации ЭКГ при функциональных пробах с физической нагрузкой.

Следует отметить, что на ЭКГ, регистрируемых всеми описанными специальными отведениями, можно выделить те же параметры (зубцы, сегменты, интервалы), что и на ЭКГ в общепринятой системе отведений. Поэтому для анализа ЭКГ в специальных отведениях используют подход, сложившийся в обычной клинической электрокардиографии.

*R* указывает на то, что электрод отведения в названной позиции находится на правой половине грудной клетки.

## 16.5. ВЕКТОРКАРДИОГРАФИЯ

Разновидность электрокардиографии, получившая название векторкардиографии, основана на отображении электрического процесса, протекающего в сердце, в виде векторной величины, которая на протяжении сердечного цикла совершает регулярные изменения по модулю и направлению. Необходимо отметить, что векторная характеристика имеет физический смысл только в том случае, если электрическое поле сердца может быть описано при помощи эквивалентного дипольного генератора. Поэтому все исследователи, занимающиеся векторкардиографией, так или иначе принимают дипольную концепцию, т. е. гипотезу о сердечном генераторе как одном диполе. За время сердечного цикла конец вектора диполя описывает определенную траекторию в трехмерном пространстве (пространственная векторкардиограмма), которая в норме состоит из трех замкнутых петель, соответственно для зубцов  $P$ ,  $QRS$  и  $T$ .

Так как визуальное представление и непосредственная оценка пространственных петель сложны, на практике используют проекции пространственной векторной петли на плоскость. Для получения такого изображения применяют векторкардиографы. Они представляют собой специализированные электронные осциллографы, имеющие два электрокардиографических усилителя, коммутатор отведений и электронно-лучевую трубку с послесвечением. Входы прибора, соответствующие вертикальным и горизонтальным отклоняющим пластинам электронно-лучевой трубы, подключают к электродам двух выбранных электрокардиографических отведений. Образование векторкардиограммы (ВКГ) при суммировании двух ЭКГ схематически представлено на рис. 16.7.

Вертикальные и горизонтальные отклоняющие пластины электронно-лучевой трубы (векторкардиографа) расположены по отношению друг к другу под прямым углом. Чтобы отсутствовали искажения, векторы электрокардиографических отведений, подключаемых ко входам векторкардиографа, также должны быть ортогональны. Поэтому многие исследователи применили специализированные векторкардиографические системы, каждая из которых состоит из трех отведений [75]. Геометрические оси этих отведений взаимно перпендикулярны и совпадают с главными анатомическими осями тела. Такие системы отведений позволяют регистрировать изображение проекции пространственной векторной петли на любую из трех плоскостей: фронтальную, трансверсальную и сагиттальную.

В указанных системах отведений электроды располагают на поверхности тела в отдалении от сердца. Однако стремление получить более полную информацию о сердце привело к созданию векторкардиографической системы отведений, электроды которой располагаются в прекордиальной области. В системе используются пять плоскостей обзора, одна из которых расположена фронтально,

а остальные четыре наклонены по отношению к прямоугольной системе координат  $x$ ,  $y$ ,  $z$  [2]. Каждая из плоскостей составлена парой двуполюсных отведений, их геометрические оси взаимно перпендикулярны.

При использовании векторкардиографического метода анализируют траекторию конца вектора сердца в трехмерном пространстве. Располагая проекциями этой траектории на любые две пло-

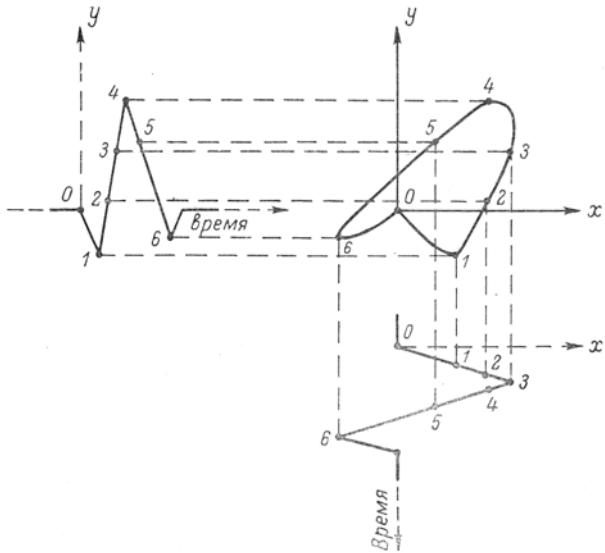


Рис. 16.7. Схема построения векторкардиографической петли по двум синхронно записанным электрокардиограммам  $x$  и  $y$ .

Цифры — несколько последовательных моментов времени.

скости, можно построить пространственную петлю, например в виде проволочной модели (рис. 16.8). Теоретически форма восстановленной пространственной ВКГ должна быть одинаковой, независимо от того, в какой системе координат (система отведений) были зарегистрированы ее проекции. Однако если зарегистрировать плоскостные ВКГ в разных системах отведений, а затем сконструировать по ним пространственные проволочные модели, то окажется, что последние значительно различаются, несмотря на то что принадлежат одному и тому же человеку. Это прежде всего результат того, что не учитываются параметры векторкардиографических отведений, которые сильно отличаются от предполагаемых.

Другой причиной искажений петель является то, что реальный генератор сердца образован сложным распределенным источником тока, который содержит не только дипольную составляющую, но и составляющие более высоких порядков. На ВКГ они находят тем большее отражение, чем ближе к сердцу расположены отводящие

электроды. Поэтому в разных системах отведений роль недипольных компонент различна и они по-разному изменяют форму петли, которая должна характеризовать основную, дипольную часть сердечного генератора [249].

Таким образом, очевидно, что прежде всего необходимы такие системы отведений, у которых векторы отведений были бы изве-

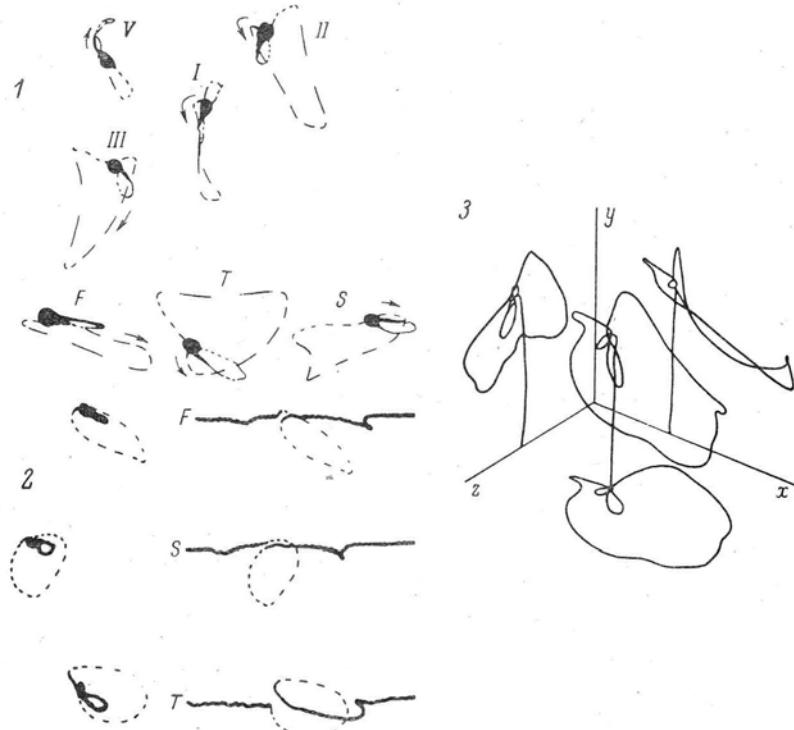


Рис. 16.8. Векторкардиограмма. (По [1056]).

1 — ВКГ здорового человека: *вверху* — в системе отведений Акулиничева (римские цифры), *внизу* — в системе отведений Макфарлена (*F, T, S*); 2 — ВКГ с разверткой электронного луча (*слева* — те же ВКГ без развертки); 3 — реконструкция пространственной ВКГ в виде проволочной модели по ее проекциям на координатные плоскости.

стны и к тому же оставались неизменными у всех исследуемых лиц; было установлено, что этого можно добиться, если сконструировать специальные системы отведений, нечувствительные к недипольной части генератора сердца. Так как дипольный момент генератора сердца создает основную часть потенциала на поверхности тела, было высказано предположение, что при использовании отведений, нечувствительных к недипольным элементам сердечного генератора, ущерб для диагностики будет [982, 1057]. Попытки создания векторкардиографических систем отведений, которые в большей или меньшей степени обладали бы названными

свойствами, оказались успешными. Эти системы получили наименование «корригированных ортогональных» и в настоящее время находят все большее распространение в практике медицины.

**Корригированные ортогональные системы векторкардиографических отведений.** При регистрации электрической активности сердца любыми электро- или векторкардиографическими отведениями сигнал отведения равен:

$$E(t) = l_x D_x(t) + l_y D_y(t) + l_z D_z(t) + E_\Delta(t), \quad (16.16)$$

где  $E_\Delta(t)$  — суммарный вклад в сигнал отведения всей недипольной части генератора сердца.

Сигналы трех отведений идеальной ортогональной векторкардиографической системы выражаются формулами:

$$\begin{aligned} E_x(t) &= l_x D_x(t), \\ E_y(t) &= l_y D_y(t), \\ E_z(t) &= l_z D_z(t), \end{aligned} \quad (16.17)$$

где  $l_x = l_y = l_z$ . Таким образом, качество ортогональной векторкардиографической системы определяется тем, насколько она удовлетворяет следующим основным требованиям: 1) взаимная ортогональность векторов отведений, т. е. нечувствительность каждого отведения к двум компонентам дипольного момента, перпендикулярным к измеряемой компоненте (желательно, чтобы направление векторов отведений совпадало с главными анатомическими осями тела); 2) равенство масштабов измерения во всех трех отведениях; 3) нечувствительность отведений к недипольной части генератора сердца.

Теоретическими и экспериментальными исследованиями была доказана принципиальная возможность точного определения дипольных компонент генератора сердца (при допущении, что тело является гомогенным ограниченным проводником) путем вычисления интегралов по поверхности тела от некоторых функций потенциала, измеренного на этой поверхности [561]. Ввиду того что на практике измерение потенциалов во всех точках поверхности тела неосуществимо, были предложены системы отведений, в которых интегрирование заменено осреднением потенциалов в большем или меньшем числе точек поверхности. Эти так называемые корригированные системы ортогональных отведений по особенностям конструкции можно условно разделить на две группы.

К первой группе относятся системы, усредняющие потенциалы на больших участках поверхности грудной клетки. В них применяют либо сплошные электроды, либо множество дискретных электродов, объединенных специальными сетями резисторов. Эти системы из-за их сложности, дороговизны и методических трудностей работы с ними не получили пока значительного распространения.

Ко второй группе относятся системы, которые содержат сравнительно небольшое число отдельных электродов. Электроды кон-

структурно между собой не связаны и накладываются отдельно на заданные анатомические точки поверхности тела. Из систем подобного типа наибольшей известностью пользуются предложенные Шмиттом, Франком и Макфи [6]. Несмотря на то что точность измерений у этих систем несколько ниже, чем у систем первой группы, они постепенно находят все большее распространение в клинической практике в связи с простотой и доступностью.

Корrigированные ортогональные системы обладают следующими важными свойствами. Они содержат всего три отведения, которые несут основную информацию об электрическом состоянии сердца, а их характеристики стабильны при переходе от одного исследуемого к другому. Сигналы отведений имеют наглядную и удобную физическую интерпретацию (они пропорциональны компонентам суммарного дипольного момента сердца в прямоугольной системе координат). Особенно важно, что диапазоны разброса диагностических параметров, характеризующих нормальное и патологические состояния сердца, оказываются более узкими, чем при использовании других систем [175]. Все это определяет преимущества корrigированных систем, приобретающие особое значение при использовании автоматических методов диагностики с применением вычислительной техники [950]. Однако их особенностью является то, что они теряют всю информацию о недипольной части эквивалентного генератора сердца, которая может оказаться полезной для диагностики.

Совершенствование методов извлечения информации из кривых (например, при помощи вычислительных машин) и возможность дополнения ортогональной системы специальными отведениями с избирательной чувствительностью к недипольным компонентам являются предметом изучения в современной электроэкардиографии.

#### **16.6. МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ, ОПИСАНИЯ И ОБРАБОТКИ ИНФОРМАЦИИ О БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ СЕРДЦА**

Электроэкардиографические разности потенциалов, отводимые от поверхности тела, как правило не превышают 4—5 мВ, частотный спектр сигналов ЭКГ в основном укладывается в пределы от 0,1 до 100 Гц, а омическое сопротивление между отводящими ЭКГ электродами обычно не превышает 10 кОм (реактивными составляющими сопротивления тела пациента при частотном спектре ЭКГ можно пренебречь).

Указанные параметры учитываются при конструировании электроэкардиографов, предназначенных для усиления и регистрации этих сигналов. Государственным стандартом на электроэкардиографы (ГОСТ 19687-74) регламентированы главные требования, которым должны удовлетворять выпускаемые промышленностью приборы, а также их основные типы. Последние различаются числом каналов регистрации, их частотной характеристи-

кой, помехозащищенностью усилителей, набором скоростей движения регистрирующей ленты и другими характеристиками.

Помимо обычной записи ЭКГ, для решения некоторых задач электрокардиографии целесообразно применять и другие методы регистрации. Одним из них является способ записи, получивший название кардиоциклографии [3].

Он заключается в том, что ЭКГ, развертываемую на экране электронного осциллографа, записывают на фоточувствительную ленту, движение которой перпендикулярно направлению линии электронной развертки луча. При этом ЭКГ оказывается представленной в виде последовательного ряда строк, пересекающих ленту в поперечном направлении. На каждой строке регистрируется один комплекс  $PQRST$ . Если ритм сердца строго правильный, эти комплексы располагаются точно один под другим. Такой метод регистрации особенно удобен при длительных наблюдениях за деятельностью сердца; он облегчает анализ ритма сердечных сокращений и обнаружение различных его нарушений.

Каждый из методов регистрации электрической активности сердца обладает особенностями, которые позволяют изучать ту или иную сторону процесса возбуждения. Например, электрокардиографическая регистрация весьма удобна для изучения протекания возбуждения сердца во времени. При записи отчетливо видны последовательность возбуждения отделов сердца и ее нарушения, в частности при аритмиях и блоках проведения возбуждения. При сопоставлении различных отведений можно приближенно определять направление максимального вектора сердца в трехмерном пространстве.

При векторкардиографическом методе регистрации информация о временных параметрах возбуждения в значительной мере утрачивается. Однако метод обладает повышенной чувствительностью к поворотам фронтов волны возбуждения в сердце; они находят отражение в площади и форме векторкардиографических петель. Поэтому нарушения последовательности охвата возбуждением желудочков проявляются на ВКГ особенно ярко. Необходимо подчеркнуть, что эта информация содержится и в ЭКГ, проявляясь, например, в различиях формы восходящих и нисходящих участков зубцов в разных отведениях. Однако при визуальной оценке эти изменения малозаметны, и их трудно даже качественно описать при помощи принятой в электрокардиографии терминологии. Поэтому векторкардиография находит значительное распространение как метод, позволяющий извлекать из ЭКГ важную дополнительную информацию о сердце. Для оценки скорости движения луча в разные моменты сердечного цикла в векторкардиографах применяют модуляцию яркости луча, благодаря которой изображение петель на экране вычерчивается калиброванной по времени пунктирной линией (рис. 16.8, 1). Для последующих измерений и обработки ВКГ в конструкции приборов предусматривают воз-

можность фотосъемки изображения с экрана трубки. Для определения важного параметра ВКГ — направления движения луча (вращения петли) — в векторкардиографах имеется также возможность записи ВКГ при электронной развертке луча (рис. 16.8, 2). Остальные параметры ВКГ (направление и величину главного вектора петель  $P$ ,  $QRS$  и  $T$ , максимальную ширину петель, площадь петель и др.) измеряют при обработке изображений, зарегистрированных в принятых плоскостях отведений.

Важным векторкардиографическим параметром является пространственная ориентация главных векторов петель  $P$ ,  $QRS$  и  $T$ . Ее определяют путем сопоставления ВКГ, зарегистрированных не менее чем в двух плоскостях обзора. Направление вектора в трехмерном пространстве при этом характеризуют приближенно, например «влево, вниз и вперед», «вправо, вверх и назад» и т. д. Для более точной характеристики, а главное, для визуализации пространственной ВКГ, предложен ряд приборов и методических приемов. Предлагали просто строить проволочную модель пространственной ВКГ путем ее реконструкции по проекциям, зарегистрированным в трех плоскостях (рис. 16.8, 3). Были созданы приборы, в которых эта петля изображается на экране электронного осциллографа таким образом, чтобы максимально облегчить пространственное представление о ней («рельефная» ВКГ [3], специокардиография [784]). Наконец, разработаны стереовекторкардиографы, которые дают стереоскопическое изображение петли. Эти методы по разным причинам широкого распространения пока не получили.

Выше было сказано, что в ряде случаев обычно применяемых отведений для диагностики оказывается недостаточно и возникает необходимость в применении дополнительных отведений. Вместе с тем, заранее не известно, в каком из них могут проявиться ожидаемые патологические изменения ЭКГ. В связи с этим было предложено при электрокардиографии сразу использовать большое количество отведений от поверхности грудной клетки. Такого рода методы представляют значительный интерес. При достаточно густой сети отводящих электродов и синхронной записи сигналов отведений можно получить важные сведения об электрической структуре реального сердечного генератора. Вместе с тем задача регистрации одновременно множества отведений выдвигает ряд технических и методических трудностей. Прежде всего возникает вопрос о том, как обрабатывать огромное количество получаемых данных для извлечения содержащейся в них полезной информации. Для этого предложен ряд методов, в которых в первую очередь обращают внимание на характер распределения потенциалов по всей исследуемой поверхности тела.

Один из методов регистрации и анализа распределения потенциала состоит в том, что в определенные моменты времени сопоставляют значения синхронно записанных сигналов однополюсных отведений от дифферентных электродов, установленных во множе-

стве точек на поверхности тела, и вычерчивают для этих моментов времени карты эквипотенциальных линий.

Для этой же цели было предложено по сигналам большого числа дифференциальных грудных отведений строить карты векторов градиента электрического потенциала и силовые линии, характеризующие напряженность поля на поверхности тела для определенных моментов времени («электрический портрет сердца» [742]).

Наглядную динамическую картину распределения электрических потенциалов на поверхности грудной клетки дает также метод электрокардиотопографии [5]. В этом методе распределение потенциалов характеризуется яркостью светящихся точек на экране электронно-лучевой трубы и регистрируется при помощи киносъемки.

Перечисленные способы регистрации дают наглядное представление о распределении потенциалов на поверхности тела, что особенно важно при недипольной структуре сердечного генератора. Характер этого распределения в разные моменты цикла возбуждения содержит новую информацию, полезную для диагностики заболеваний сердца [5]. Тем не менее ввиду трудностей количественного описания, распределения потенциалов и в пространстве, и во времени и огромной трудоемкости его анализа эти интересные способы пока не нашли распространения. Возможно, впоследствии при условии разработки специальной аппаратуры и применения вычислительной техники они станут практически более доступными.

Главную информацию о нормальных и патологических состояниях сердца врач-электрокардиолог получает, анализируя форму регистрируемых кривых. Ее дополняют приближенная оценка амплитуд зубцов, а также простые измерения продолжительности зубцов и интервалов. Полное и подробное описание ЭКГ практически никем не выполняется; оценку кривых, отражающих электрическую активность сердца, на протяжении всей истории электрокардиографии производят визуально и необходимые вычисления по возможности сводят к минимуму. Такой метод анализа прост, эффективен и не вызывает затруднений даже при необходимости оценки большого числа кривых, например при исследовании больного в динамике. Аналогичным образом решается вопрос и об анализе векторкардиографических петель, при котором визуальная оценка также является главным звеном диагностической процедуры. Вопросы регистрации, измерений и клинической оценки ЭКГ и ВКГ подробно излагаются в специальных руководствах.

В последние годы в электроэнцефалографии все большее место занимают исследования, задачей которых является автоматизация диагностики [290, 426]. Для такой постановки вопроса имеются веские основания: 1) стремление избежать субъективности оценки, свойственной человеку; 2) стремление улучшить извлечение из ЭКГ диагностически важной информации; 3) безупречность памяти

автоматов, в которой можно сосредоточить весь опыт диагностики, накопленный в электрокардиографии; 4) высокая производительность автоматов, благодаря которой можно ставить вопрос о массовых профилактических обследованиях больших групп населения [431].

Современные автоматические системы электрокардиографической диагностики базируются главным образом на электронных цифровых вычислительных машинах (ЭЦВМ). Преимущество ЭЦВМ заключается в возможности полной автоматизации диагностического процесса и применимости любых алгоритмов (правил решения диагностической задачи), в том числе алгоритмов с обучением и самообучением. Самый доступный путь автоматизации с применением ЭЦВМ — это использование общепринятой системы отведений, установленных электрокардиографических признаков заболеваний и диагностической логики врача. К сожалению, диагностические критерии, которыми пользуются разные авторы, недрко оказываются весьма различными. Это создает большие затруднения при попытках обобщения огромного коллективного опыта электрокардиологов и приводит к выводу о необходимости создания единого «электрокардиографического языка». Одной из удачных попыток создать унифицированную систему признаков ЭКГ с целью эпидемиологических исследований в области заболеваний сердца является так называемый «Миннесотский код». Все же до настоящего времени ни эта, ни какая-либо другая система признаков не стала общепринятой. Тем не менее автоматические системы диагностики, основанные на медицинских критериях анализа ЭКГ, созданы и функционируют в США и некоторых других странах [426, 431]. Для осуществления диагностики ЭКГ вводят в ЭЦВМ, где автоматически распознаются и обозначаются все ее зубцы и интервалы. Диагностические алгоритмы этих систем воспроизводят логику врача-электрокардиолога. Однако наиболее перспективным, по-видимому, окажется путь, при котором описание ЭКГ производят более подробно, чем допускает принятая в медицине номенклатура элементов ЭКГ. При этом чисто медицинская логика окажется недостаточной и должна быть дополнена специальными статистическими алгоритмами. Преимущества такого подхода — в возможности мобилизации неиспользованных диагностических резервов. Имеется в виду не только подробное описание ЭКГ, но и одновременное использование преимуществ как электро-, так и векторкардиографических методов анализа. Это доступно только при синхронной регистрации нескольких отведений ЭКГ и их совместной обработке в ЭЦВМ. При такой обработке возможно извлечение информации и о протекании процесса возбуждения сердца во времени, и о фазовых соотношениях сигналов ЭКГ в разных отведениях [950].

В проблеме автоматизации электрокардиографической диагностики существует ряд вопросов, решенных принципиально, но ожидающих оптимальной технической реализации. К ним отно-

сятся, в частности, вопросы создания аппаратуры для регистрации ЭКГ в виде, удобном для последующего ввода в ЭЦВМ, аппаратуры для преобразования ЭКГ в цифровую форму (кодирование), необходимую при работе с ЭЦВМ, приборов для передачи ЭКГ по каналам связи от пациента к ЭЦВМ и др. Важными для решения этой проблемы являются также исследования по созданию специальных систем с минимальным числом отведений, совершенствованию диагностических алгоритмов, организации больших электрокардиографических архивов, допускающих автоматизированную их обработку, изучению экономических и эксплуатационных особенностей крупных и малых диагностических центров.

Большая перспективность автоматизации анализа ЭКГ не исключает необходимости развития методов визуального анализа, которые, по-видимому, надолго сохранят ведущее значение в физиологических и медицинских исследованиях. Следует подчеркнуть серьезную роль, которую должны сыграть в развитии обоих этих направлений современные представления о биофизической и физической природе ЭКГ.