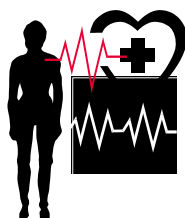


МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ,
МОЛОДЕЖИ И СПОРТА УКРАИНЫ
Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского
«Харьковский авиационный институт»

Л.А. Краснов, В.П. Олейник

**ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ.
ТЕХНИЧЕСКИЕ СРЕДСТВА ЭЛЕКТРОННОЙ
И КОМПЬЮТЕРНОЙ ДИАГНОСТИКИ В МЕДИЦИНЕ**

Учебное пособие



Харьков «ХАИ» 2013

УДК 616.8+612.17+681.3
К81

Розглянуто використання методу електрокардіографії для діагностики роботи серця людини. Наведено адекватну фізіологічну модель електричної активності серця, докладну методику реєстрації та аналізу кардіографічних сигналів. Викладено основні вимоги до проектування сучасних комп'ютерних систем електрокардіографії.

Для студентів напряму підготовки «Радіоелектронні апарати» спеціальності «Біотехнічні та медичні апарати і системи».

Рецензенти: д-р техн. наук, проф. А.И. Завгородний,
канд. техн. наук, доц. В.И. Огарь

Краснов, Л. А.

К81 Электрокардиография. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине [Текст] : учеб. пособие / Л.А. Краснов, В.П. Олейник. – Х.: Нац. аэрокосм. ун-т им. Н.Е. Жуковского «Харьк. авиац. ин-т», 2013. – 84 с.

Рассмотрено использование метода электрокардиографии для диагностики работы сердца человека. Приведены адекватная физиологическая модель электрической активности сердца, подробная методика регистрации и анализа кардиографических сигналов. Изложены основные требования к проектированию современных компьютерных систем электрокардиографии.

Для студентов направления подготовки «Радиоэлектронные аппараты» специальности «Биотехнические и медицинские аппараты и системы».

Ил. 41. Табл. 5. Библиогр.: 7 назв.

УДК 616.8+612.17+681.3

© Краснов Л.А., Олейник В.П., 2013
© Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «Харьковский авиационный институт», 2013

ВВЕДЕНИЕ

Одним из наиболее перспективных и актуальных приложений информационных технологий является их использование в медицинской практике. Компьютерные методы демографической статистики, ведение баз данных при организации здравоохранения и управления им, передача диагностической и иной информации по телефонным каналам и сетям Internet стали нормой во всех высокоразвитых странах.

Особенно впечатляющие успехи – в области использования компьютерных диагностических систем различного назначения. Применение современных цифровых регистрирующих приборов и компьютерных технологий позволило не только полностью автоматизировать процессы сбора и обработки диагностической информации, обеспечить её архивирование и хранение в практически неограниченных объемах, но и существенно расширить возможности классических методов диагностики. Повсеместно используются алгоритмы цифровой фильтрации, спектрального анализа, построение топографических карт и томографических изображений. Это позволяет существенно расширить диагностические возможности и облегчить врачу процесс принятия решений.

Цель настоящей работы – сформировать у читателя основные представления об электрофизиологии человека, помочь изучить природу биоэлектрических сигналов, методы их регистрации и оценки информационных параметров на примере наиболее распространенного и широко применяемого в клинике диагностического приложения – электрокардиографии.

Приведен обширный список литературы, который поможет сориентироваться как в классических, так и в современных представлениях об изучаемой проблеме.

1. ОБЩИЕ ПРОБЛЕМЫ РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ

Практически все достижения современной медицины неразрывно связаны с использованием широкого спектра диагностических методов и приборов для исследования состояния организма человека. В настоящее время применяется более 200 различных лабораторных диагностических тестов. Некоторые из них имеют важнейшее значение при определении основных заболеваний человека.

Объективный диагностический анализ возможен только на основании знания нормы основных физиологических и функциональных показателей. Следует подчеркнуть, что чрезвычайно важные характеристики «медицинской нормы» получены и верифицированы по результатам обследования больших репрезентативных групп практически здоровых людей.

Все современные лабораторные и инструментальные методы диагностики ориентированы на регистрацию и анализ биохимических показателей, а также на исследование физических полей, создаваемых организмом (поле температур, артериальное давление, электрическая активность сердца и головного мозга и пр.).

Диагностические методы можно разделить на две большие группы. Первая группа – это пассивная регистрация основных биологических полей, продуцируемых организмом (биопотенциалов сердца и мозга, артериального давления и др.). Вторая группа основана на анализе воздействия на организм различного рода физических полей (ультразвуковое исследование, электромиография, реография, рентгенологические исследования и пр.).

В современной клинике сформировался ряд направлений, каждое из которых имеет самостоятельный набор диагностических методов, позволяющих провести комплексное обследование пациента. Так, например, в кардиологии полное обследование пациентов проводится по следующим направлениям:

- физическое исследование;
- исследование центрального и периферического кровообращения;
- регистрация и расчет гемодинамических параметров;
- фонокардиография;
- фазовый анализ сердечной деятельности;
- ультразвуковые методы исследования сердца;
- электрокардиография;
- рентгенологическое обследование;
- радионуклидные методы диагностики сердечно-сосудистой системы;
- лабораторные методы исследования.

Каждое из перечисленных диагностических направлений, в свою очередь, имеет ряд особенностей и разновидностей. Например, в электрокардиографии приняты следующие основные разновидности исследований:

- регистрация и анализ электрокардиограммы (ЭКГ) покоя;
- мониторинг ЭКГ для анализа сердечного ритма;
- проведение нагрузочных (эргометрических) тестов;
- холтеровское (суточное) мониторирование.

Следует подчеркнуть, что большинство приведенных диагностических методик подразумевает регистрацию биоэлектрических сигналов пациента. Электроэнцефалография, реография, электрокардиография, электромиография, фонокардиография и другие методы требуют решения одной общей задачи – высококачественной и надежной регистрации биоэлектрических сигналов без артефактов и помех для последующей их обработки, анализа и интерпретации.

Диагностические методы при использовании в клинической практике требуют своих адекватных физиологических моделей. В каждом приложении выдвигаются конкретные требования к регистрирующей аппаратуре, методам регистрации и обработки диагностической информации, применяются различные методики интерпретации полученных данных.

Поскольку многочисленные методы диагностики имеют много общих аспектов в отношении регистрации биоэлектрических сигналов, то для краткости целесообразно изложить основные аспекты проблемы на примере электрокардиографии – наиболее значимого и традиционного метода клинической диагностики.

Необходимо подчеркнуть, что хорошее знание физических, биохимических, инструментальных и других методов диагностики дает возможность сопоставить и оценить результаты, полученные с помощью различных методов, для того, чтобы не пойти по ложному пути в диагностике и не причинить ущерба здоровью больного назначением лечения, которое бесполезно или даже вредно.

2. ЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ ПОЛЕ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА

Изучение распределения электрических потенциалов, продуцируемых сердцем, затруднено в связи с тем, что они регистрируются опосредованно – с поверхности тела пациента.

Исследуя электрическую картину сердца, ученые располагали электроды в непосредственной близости от него, изучая таким образом локальный эффект того или иного участка миокарда. Отдаляя электроды, они получали общее представление об электрической структуре сердца, а также интерпретировали ЭКГ в соответствии с различными представлениями о сердце как о генераторе электрического тока. Сегодня ученые располагают рядом различных теорий распространения электрического поля сердца на поверхности тела человека.

В настоящем разделе рассмотрены основы физиологических механизмов возникновения электрического потенциала сердца на клеточном уровне, интегральные характеристики электрического поля на поверхно-

сти тела с позиций теории диполя. Кратко изложены строение и функции проводящей системы сердца, что дает адекватные представления для понимания основ классической и современной электрокардиографии.

2.1. Трансмембранный потенциал, дипольные свойства волны возбуждения на поверхности возбудимого волокна

Для более глубокого понимания механизма электровозбудимости миокарда рассмотрим мембранные свойства его клеток. Клеточная оболочка представляется как мембрана, по обе стороны которой располагаются два слоя взаимоуравновешивающих зарядов противоположного электрического знака: обращенный внутрь клетки слой отрицательных зарядов и обращенный наружу слой положительных зарядов. Два электрически равнозначных слоя мембраны могут быть представлены правильным рядом электрических диполей, ориентированных своими положительными полюсами к внешней поверхности, а отрицательными – к внутренней среде клетки подобно поляризованному диэлектрику. Такое состояние свойственно клетке, находящейся в электрофизиологическом состоянии покоя. Поляризация клетки определяет существование так называемого электростатического, или электрического, градиента, возникающего из разнополярности зарядов по обе стороны мембраны и влияющего на направление движения ионов электрической среды: отрицательный заряд цитоплазмы отталкивает от себя ионы отрицательного значения (анионы) и притягивает или удерживает внутри клетки положительные ионы (катионы).

Указанными физико-биологическими свойствами оболочки, ограничивающей цитоплазму клетки от внешней среды, может быть также объяснено разное содержание определенных ионов в химическом составе жидкостной среды по обе стороны мембраны. Так, внутриклеточная концентрация K^+ во много раз выше, чем концентрация K^+ в экстрацеллюлярной жидкости, а внутриклеточная концентрация Na^+ значительно ниже внеклеточной. Различие в концентрации электролитов по обе стороны мембраны определяет существование для каждого иона так называемого концентрационного (или химического) градиента, влияющего, подобно электростатическому градиенту, на направление движения ионов. Движение каждого из ионов происходит в направлении от высокой концентрации в сторону низкой.

Влияние двух градиентов (электростатического и концентрационного) на передвижение ионов может быть одно- и разнонаправленным с различной степенью преобладания одного над другим. Их взаимное влияние рассматривается как общий меняющийся во времени электрохимический градиент, колебания которого регулируют величину напряжения и движение тока в возбудимых тканях, т.е. определяют характер «трансмембранного потенциала», регистрирующегося двумя микроэлектродами, один из которых находится внутри клетки (проникающий электрод), а другой – на

её поверхности или на известном отдалении в окружающей среде (внешний электрод).

Потенциал покоя и потенциал действия в нормальных предсердных и желудочковых клетках и в волокнах Пуркинье. Нормальное регулярное сокращение сердца сопровождается циклическими изменениями мембранного потенциала миокардиальных клеток. Применение внутриклеточных микроэлектродов позволяет прямо определить изменения мембранного потенциала. При распространении возбуждения по сердцу он меняется по амплитуде и во времени. Введение тонкого стеклянного капилляра в клетку позволяет в течение длительного времени регистрировать мембранный потенциал, т. е. разность потенциалов между внутриклеточной средой и внеклеточной жидкостью. С помощью микроманипулятора микроэлектрод продвигается до тех пор, пока его кончик (обычно менее 1 мкм в диаметре) не пройдет через клеточную мембрану. В момент, когда кончик микроэлектрода проходит сквозь внешнюю поверхность клетки внутрь, внезапно регистрируется отрицательная разность потенциалов с учетом отношения к нейтральному электроду, помещенному во внеклеточную жидкость (рис. 2.1). Исследования обычно проводятся на изолированных пучках миокардиальных волокон, помещенных в камеру и перфузируемых теплым оксигенированным раствором. Потенциалы действия в таких препаратах могут быть вызваны посредством пропускания коротких импульсов тока через электроды, находящиеся на поверхности волокна. Однако в отсутствие вызванных потенциалов действия внутренняя часть большинства миокардиальных клеток (за исключением клеток синусового и атриовентрикулярного узлов) остается отрицательно заряженной (80 ... 90 мВ) по отношению к внеклеточному пространству. Этот трансмембранный потенциал, наблюдаемый при отсутствии электрического возбуждения, называется потенциалом покоя.

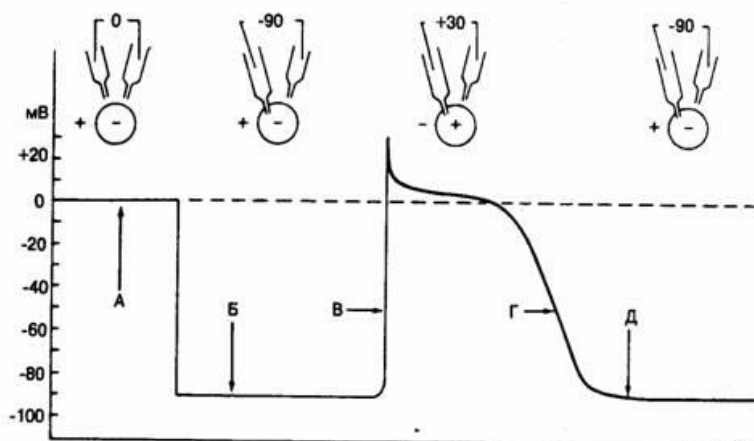


Рис. 2.1. Потенциал покоя и потенциал действия в сердечных клетках

На рис. 2.1 приняты следующие обозначения. Вверху – схематическое изображение клетки (кружок) и двух микроэлектродов. Фрагмент А – оба микроэлектрода находятся во внеклеточном пространстве, и разности потенциалов между ними нет; Б – кончик одного микроэлектрода введен в

клетку, что позволяет регистрировать разность потенциалов между внутренним пространством клетки и внеклеточной средой (в данном случае это потенциал покоя, равный -90 мВ); **В** – фаза быстрой деполяризации потенциала действия, возникающая при возбуждении клетки, на пике потенциала действия клетка становится на $+30$ мВ более положительной по отношению к внешней среде; **Г** – конечная фаза реполяризации, во время которой мембранный потенциал возвращается к уровню покоя (фрагмент **Д**).

Как и во многих других возбудимых клетках, потенциал покоя сердечных клеток определяется главным образом градиентом концентрации ионов калия относительно клеточной мембраны, тогда как быстрое изменение потенциала во время начала возбуждения зависит от градиента концентрации ионов натрия. Градиенты концентрации имеют противоположную направленность.

Внутриклеточная концентрация ионов калия $[K^+]_i$ примерно в 30 раз выше внеклеточной $[K^+]_o$. Например, в волокнах Пуркинье $[K^+]_i$ и $[K^+]_o$ обычно составляют $140 \dots 150$ мМ и $4 - 5$ мМ соответственно. Внутриклеточная концентрация ионов натрия $[Na^+]_i$, напротив, значительно ниже внеклеточной, $[Na^+]_o$; в волокнах Пуркинье $[Na^+]_i$ и $[Na^+]_o$ равны 10 мМ и 150 мМ соответственно.

Во время существования каждого потенциала действия небольшое количество ионов натрия входит в клетку, а некоторое количество ионов калия выходит из нее. Нормальная электрическая активность клеток зависит от существования столь высоких градиентов для Na^+ и K^+ , а длительное поддержание таких градиентов – от механизма активного ионного транспорта, называемого натриевым насосом. Этот механизм хорошо изучен; известно, что насос является **Mg_2^+ -АТ-фазой** (аденозинтрифосфатфазой), находящейся в клеточной мембране, и что он использует энергию **АТФ** (аденозинтрифосфата) для перемещения ионов натрия за пределы клетки, а ионов калия – внутрь клетки. Таким образом, натриевый насос обеспечивает четкое движение положительного заряда наружу или, иначе говоря, определенную направленность генерируемого тока через клеточную мембрану. Возникающий ток обычно очень мал, но при определенных условиях он может существенно изменить величину мембранного потенциала.

Потенциал покоя. Величина потенциала покоя определяется главным образом градиентом концентрации ионов калия. Это связано с тем, что в состоянии покоя клеточная мембрана относительно проницаема для ионов калия, но сравнительно непроницаема для других ионов, таких, как натрий, кальций или хлор. Ввиду существования градиента концентрации ионы калия стремятся диффундировать из клетки через мембрану. Электронейтральность не может поддерживаться движением клеточных анионов наружу, так как эти анионы в основном являются большими поливалентными ионами (часто связанными с клеточными белками), для которых

клеточная мембрана непроницаема. Поэтому движение положительно заряженных ионов калия наружу приводит к возникновению отрицательного заряда внутри клетки (рис. 2.2).

Внутриклеточный потенциал, при котором суммарный пассивный поток ионов калия равен нулю, называется потенциалом равновесия ионов калия (E_K); его величина определяется из уравнения Нернста:

$$E_K = \frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_o}{[K^+]_i},$$

где R – газовая постоянная; T – абсолютная температура; F – константа Фарадея; $[K^+]_o$ и $[K^+]_i$ – внеклеточная и внутриклеточная концентрации соответственно. Например, величина E_K для волокна Пуркинье при 36 °С, когда $[K^+]_o$ равна 4 мМ, а $[K^+]_i$ – 150 мМ, составляет

$$E_K = RT/F \cdot \ln(4/150) = -96,6 \text{ мВ.}$$

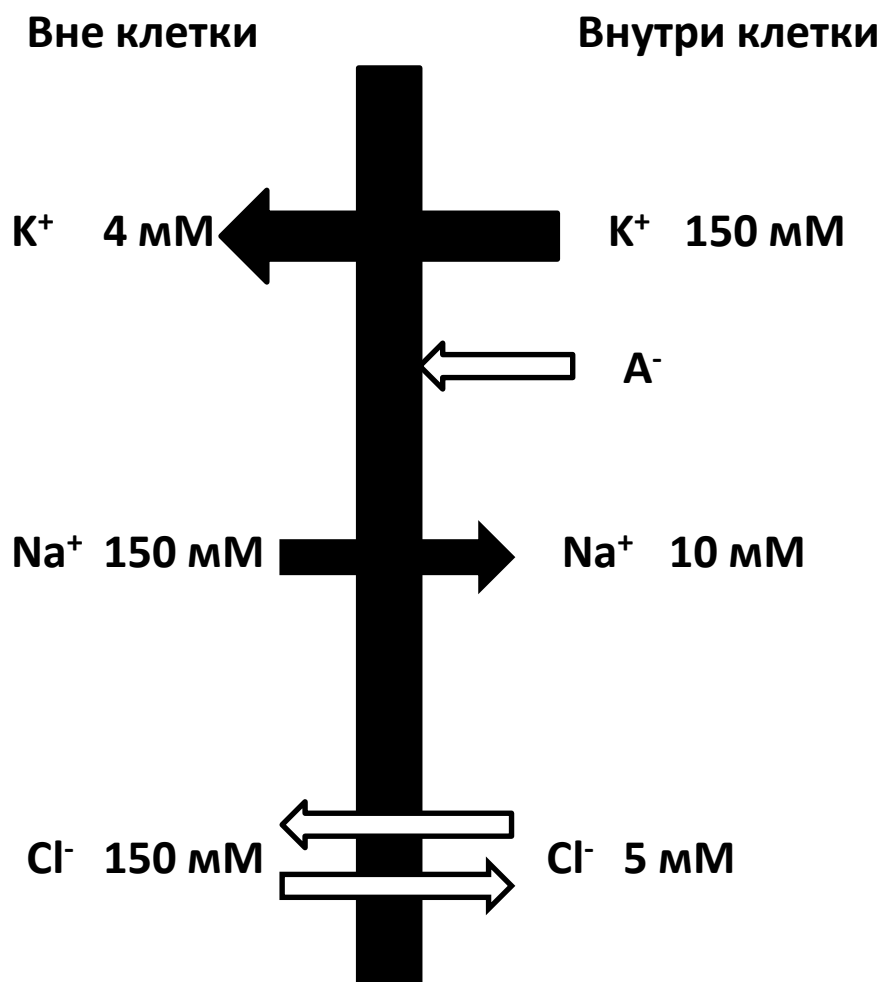


Рис. 2.2. Распределение ионов, способствующее потенциалу покоя

На рис. 2.2 показаны типичные концентрации ионов внутри и вне клетки. В покое клеточная мембрана хорошо проницаема для ионов K^+ , но плохо проницаема для ионов Na^+ и непроницаема для крупных анионов

(А). Проницаемость для Cl^- также относительно низкая, и распределение ионов Cl^- определяется средней величиной мембранного потенциала.

Из уравнения Нернста видно, что E_K изменяется на 61,4 мВ при 10-кратном изменении либо $[\text{K}^+]_o$, либо $[\text{K}^+]_i$. Если бы клеточная мембрана была проницаемой исключительно для K^+ , клетка вела бы себя точно так же, как калиевый электрод, и ее внутриклеточный потенциал менялся бы с изменением $[\text{K}^+]_i$ и $[\text{K}^+]_o$ в точном соответствии с уравнением Нернста. Действительно, мембранный потенциал волокон Пуркинье в покое, а также миокардиальных волокон предсердий и желудочков логически хорошо аппроксимируется уравнением Нернста, когда $[\text{K}^+]_o$ выше 10 мМ. Однако при более низких величинах $[\text{K}^+]_o$ потенциал покоя этих клеток менее отрицательный, чем калиевый потенциал равновесия, и данное расхождение увеличивается по мере уменьшения $[\text{K}^+]_o$. Например, потенциал покоя волокон Пуркинье в растворе, содержащем 4 мМ K^+ , на несколько милливольт менее отрицательный, чем E_K , оцененный выше. Это объясняется тем, что клеточная мембрана не является проницаемой исключительно для K^+ , как предполагалось выше; через нее проникают также (хотя и значительно хуже) ионы Na^+ . Поскольку и электрический градиент, и градиент концентрации благоприятствуют движению Na^+ внутрь, через клеточную мембрану протекает небольшой входящий деполярирующий поток ионов. Деполяризация, вызываемая этим потоком Na^+ , пренебрежимо мала при высокой $[\text{K}^+]_o$ и, следовательно, высокой проводимости мембраны для калия, но она становится значительной при низкой $[\text{K}^+]_o$, так как в этих условиях протекающие через мембрану потоки K^+ также существенно уменьшаются. Деполярирующее влияние Na^+ удобнее всего обозначать терминами уравнения постоянного поля Гольдмана или Ходжкина и Катца для потенциала покоя (V_r) клетки, проницаемой как для K^+ , так и для Na^+ :

$$V_r = \frac{RT}{F} \ln \frac{[\text{K}^+]_o + P_{\text{Na}}/P_{\text{K}}[\text{Na}^+]_o}{[\text{K}^+]_i + P_{\text{Na}}/P_{\text{K}}[\text{Na}^+]_i},$$

где $P_{\text{Na}}/P_{\text{K}}$ – отношение коэффициентов проницаемости клеточной мембраны для натрия и калия. Данное уравнение позволяет достаточно точно рассчитать потенциалы покоя в волокнах скелетных мышц и в волокнах Пуркинье (миокард) в более широком диапазоне величин $(\text{K}^+)_o$, чем при расчетах по формуле Нернста, если отношение $P_{\text{Na}}/P_{\text{K}}$ постоянно и составляет приблизительно 1/100. Так как $[\text{K}^+]_i$ в норме значительно больше, чем $[\text{Na}^+]_i$, в данном отношении коэффициентов проницаемости второй член в знаменателе достаточно мал и им можно пренебречь, что позволяет переписать уравнение следующим образом:

$$V_r = \frac{RT}{F} \ln \frac{[\text{K}^+]_o + 0,01[\text{Na}^+]_o}{[\text{K}^+]_i},$$

или, если принять $(\text{Na}^+)_o$ равным 150 мМ, то

$$V_r = \frac{RT}{F} \ln \frac{[K^+]_o + 1,5}{[K^+]_i}.$$

Из этого уравнения видно, что потенциал покоя (V_r) близок к калиевому потенциалу равновесия (E_K) только при $[K^+]_o$ значительно большем, чем 1,5 мМ. При малых значениях $[K^+]_o$ второй член в числителе начинает играть важную роль. Например, при $[K^+]_o$, равном 1,5 мМ, V_r будет менее отрицательным, чем E_K , на $61,4 \cdot \log(3/1,5) = 61,4 \cdot \log 2$, или приблизительно на 18 мВ. Как следует из уравнения Гольдмана, а также Ходжкина и Катца, потенциал покоя чувствителен к отношению проницаемости ионов, а не к самим величинам проницаемости. Например, даже если проницаемость для ионов Na^+ была бы очень значительной, потенциал покоя определялся бы главным образом градиентом концентрации ионов K^+ до тех пор, пока проницаемость мембраны для K^+ оставалась бы гораздо выше, чем для Na^+ . Каналы мембраны, через которые движутся ионы K^+ , создавая калиевые потоки, определяющие мембранный потенциал покоя, известны как направленные внутрь K -каналы. Объем калиевых потоков, проходящих по этим каналам, находится в четкой зависимости от величины и направления электрохимической движущей силы для K^+ , равной ($V_m - E_K$), т. е. разности мембранного потенциала (V_m) и калиевого потенциала равновесия (E_K). Эти каналы называют каналами, направленными внутрь, так как они позволяют прохождение направленных внутрь больших потоков K^+ при больших и отрицательных значениях ($V_m - E_K$), но обеспечивают лишь очень небольшие потоки K^+ , направленные наружу, когда движущая сила велика и положительна.

Изменения уровня потенциала покоя являются основной причиной аритмии и нарушений проводимости и возникают при тех или иных патологических состояниях. Например, заболевание сердца может привести к изменениям внутриклеточной и (или) внеклеточной концентрации ионов K^+ , вследствие чего произойдет изменение мембранного потенциала покоя. В других случаях характеристики клеточной мембраны могут изменяться таким образом, что относительная проницаемость мембраны для Na^+ или других ионов (таких, как Ca_2^+) возрастет, в результате чего потенциал покоя также изменится.

Возбуждение клетки характеризуется быстрым перераспределением концентрации ионов по обе стороны мембраны и, соответственно, изменением значения её двух электрических слоев: внешний слой мембраны приобретает отрицательный заряд, а внутренний – положительный. Происходит быстрая переориентация зарядов диполей, меняющая электрический знак двух слоев поляризованной мембраны на прямо противоположный исходному. Эту быструю последовательность изменения электрического значения мембраны называют процессом деполяризации. При деполяризации, соответствующей фазе 0 трансмембранного потенциала, изменяется не только величина последнего (в диапазоне 120 мВ), но и его значение (от отрицательного значения -90 до положительного значения

+30 мВ), т.е. имеет место реверсия потенциала, обозначаемая как положительный пик. Реверсия внутриклеточного потенциала периода деполяризации обнаруживается и на поверхности волокна с помощью двух электродов и регистрируется на электрограмме (ЭГ) в виде быстрого отклонения, не достигающего, однако, величины внутриклеточного реверсионного напряжения (пика реверсии до +30 мВ).

По завершении деполяризации в клетке начинается неравномерный по времени спад возбуждения, характеризующийся определенной последовательностью перехода к первоначальному состоянию поляризации и восстановлению исходной ориентации электрических диполей. Процесс восстановления исходного электрического равновесия клетки называется реполяризацией. Он заканчивается восстановлением исходной величины трансмембранного потенциала покоя отрицательного значения как показателя состояния поляризации клетки.

В клинической электрокардиографии с помощью ЭГ, записываемой с открытого сердца, или ЭКГ, записываемой с поверхности тела, регистрируется лишь та разность потенциалов, которая развивается на поверхности возбудимой ткани. В период возбуждения волокна на его поверхности обнаруживается напряжение, которое регистрируется на ЭКГ при использовании поверхностных непроникающих электродов. Разность потенциалов записывается в течение периодов деполяризации и реполяризации и исчезает при возвращении клетки в состояние покоя.

На характер ЭГ влияет ход распространения процессов деполяризации и реполяризации мембраны по длине (объему) волокна. Колебания разности потенциалов на поверхности клетки зависят, таким образом, не только от скорости и характера изменений ТП, но и от скорости проведения импульса или времени распространения возбуждения по мембране, а форма кривой ЭГ также и от места расположения электрода на поверхности мембраны относительно участка возбуждения. Создающееся на поверхности возбудимых структур электрическое поле совпадает по своим характеристикам с теоретически рассчитанным значением электрического поля диполя. Другими словами, электрические свойства самого биологического источника разности потенциалов (и тока) имеют природу диполя.

2.2. Строение и функции проводящей системы сердца

Сокращения миокарда вызываются импульсами, которые возникают в источнике возбуждения и проводятся по проводящей системе сердца (рис. 2.3). В норме импульсы для возбуждения сердца возникают в синусовом узле, распространяются по обоим предсердиям и достигают атрио-вентрикулярного узла. Затем по пучку Гиса, его ножкам и волокнам Пуркинье они проводятся к сократительному миокарду.

Проводящая система сердца начинается синоатриальным, или, как обычно его называют, синусовым узлом, либо узлом Киса – Флака. Синусовый узел расположен в верхней части правого предсердия между усть-

ями полых вен. Он представляет собой пучок специфической сердечно-мышечной ткани. Его длина составляет 10 ... 20 мм; ширина – 3 ... 5 мм. В узле находится два вида клеток: так называемые **Р**-клетки генерируют электрические импульсы для возбуждения сердца, **Т**-клетки преимущественно осуществляют проведение импульсов от синусового узла к предсердиям. Основной функцией синусового узла является генерация электрических импульсов нормальной периодичности.

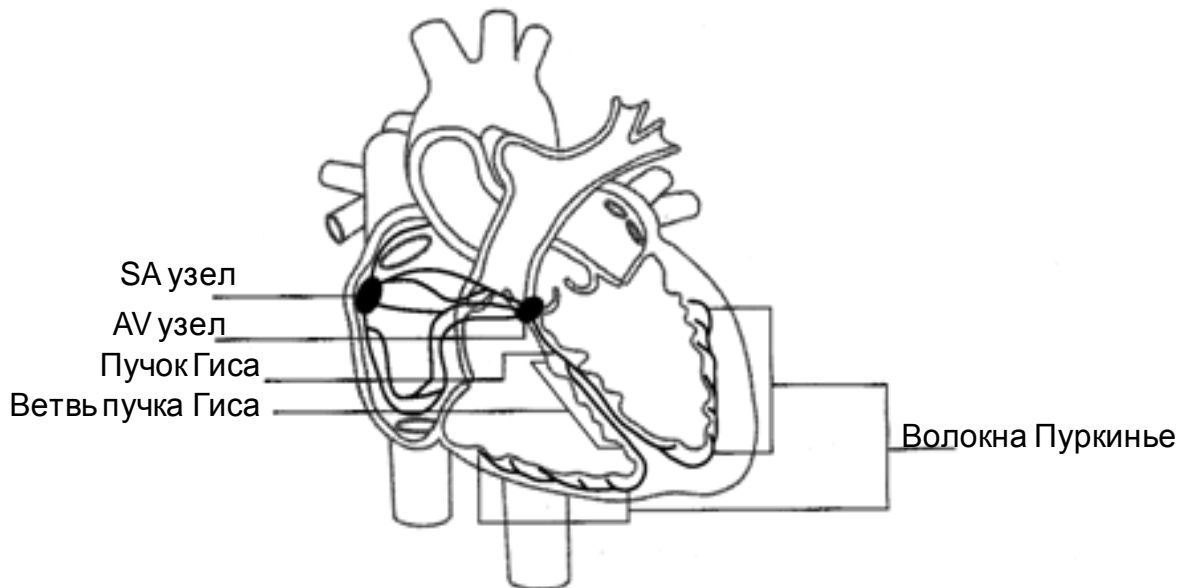


Рис. 2.3. Схема строения проводящей системы сердца

Импульсы, возникающие в синусовом узле в результате его спонтанной деполяризации, вызывают возбуждение и сокращение всего сердца. Нормальный автоматизм синусового узла составляет 60 ... 80 импульсов в 1 мин. Синусовый узел, обладающий наибольшим автоматизмом, называют автоматическим центром первого порядка.

Возбуждение синусового узла не отражается на обычной ЭКГ. После латентного периода, продолжающегося несколько сотых долей секунды, импульс из синусового узла достигает миокарда предсердий. По предсердиям возбуждение распространяется не радиально, а преимущественно по трем внутриузловым путям, соединяющим синусовый узел с атриовентрикулярным узлом. Эти пути – передний, средний и задний – называются трактами Бахмана, Венкебаха и Тореля соответственно. Передний тракт идет по передневерхней стенке правого предсердия и разделяется на две ветви у межпредсердной перегородки. Одна из них подходит к атриовентрикулярному узлу, другая направляется к левому предсердию. Левое предсердие получает импульсы с задержкой на 0,02 с. Средний тракт идет по межпредсердной перегородке к атриовентрикулярному узлу, задний – к атриовентрикулярному узлу по нижней части межпредсердной перегородки. От заднего тракта ответвляются волокна к стенке правого предсердия. В норме возбуждение достигает атриовентрикулярного узла по более ко-

ротким переднему и среднему трактам. Существуют также различные проводящие пути, соединяющие между собой правое и левое предсердия.

Возбуждение охватывает сразу всю толщу миокарда предсердий. Скорость прохождения возбуждения по ним составляет 1 м/с. В предсердиях имеется небольшое количество клеток, способных вырабатывать импульсы для возбуждения сердца, однако в обычных условиях эти клетки не функционируют.

Из предсердий импульс попадает в атриовентрикулярный узел, или узел Ашоффа –Тавара. Он расположен в нижней части правого предсердия справа от межпредсердной перегородки рядом с устьем коронарного синуса, вдавливаясь в перегородку между предсердиями и желудочками. Его длина составляет 5 мм, толщина – 2 мм. Точно так же как в синусовом узле, в нем в основном имеется два вида клеток: **Р** и **Т**. От узла направляются волокна во все стороны. Нижняя часть узла, утончаясь, переходит в пучок Гиса.

На уровне атриовентрикулярного узла волна возбуждения значительно задерживается. Это обусловлено электрофизиологическими особенностями проводящей ткани атриовентрикулярного узла. Скорость проведения возбуждения по ней варьирует от 5 до 20 см/с. Прохождение возбуждения по атриовентрикулярному узлу длится в среднем 0,08 с. Вследствие замедленной проводимости и продолжительного рефракторного периода атриовентрикулярный узел выполняет свою основную функцию – фильтрует подходящие к нему импульсы. Кроме того, он задерживает проведение импульсов. Это создает возможность окончить возбуждение и сокращение предсердий до того, как начнется возбуждение желудочков.

Между атриовентрикулярным узлом и пучком Гиса нет четкой границы. Пучок Гиса, или, как его иногда называют, атриовентрикулярный пучок, начинается с хвоста атриовентрикулярного узла. Он состоит из начального и ветвящегося сегментов. Начальная часть пучка Гиса не имеет контактов с сократительным миокардом. Затем пучок Гиса переходит в мембранозную часть межжелудочковой перегородки и достигает её мышечной части. Дистальная часть пучка Гиса известна под названием «мембранозная, или ветвящаяся, часть пучка Гиса». В составе пучка Гиса имеются клетки Пуркинье, покрытые мембраной из коллагеновой ткани. Длина пучка Гиса – около 20 мм.

Атриовентрикулярный узел вместе с прилегающими к нему в нижних отделах предсердий и в начальной части пучка Гиса клетками, обладающими функцией автоматизма, объединяются в атриовентрикулярное соединение, или атриовентрикулярную область. Атриовентрикулярное соединение обладает функцией автоматизма, вырабатывая 40 ... 60 импульсов в 1 мин. Следует отметить, что автоматизм атриовентрикулярного узла не доказан, однако установлено наличие центров автоматизма в нижних отделах предсердия и в пучке Гиса. Клетки водителя ритма в предсердиях, атриовентрикулярном узле и пучке Гиса называют автома-

тическими центрами второго порядка. Скорость проведения импульсов в пучке Гиса составляет 1 м/с.

Пучок Гиса разделяется сначала на две ножки: правую и левую ножки пучка Гиса, причем левая ножка короче правой. Затем пучок Гиса образует три ветви: правую ножку и две ветви левой ножки пучка Гиса. Эти ветви спускаются вниз по обеим сторонам межжелудочковой перегородки.

Правая ножка, являющаяся продолжением пучка Гиса, представляет собой изолированный тонкий пучок, который проходит по правой стороне межжелудочковой перегородки и направляется к мышце правого желудочка.

Что касается левой ножки, то считают, что сначала она проходит единым коротким стволом по левой половине межжелудочковой перегородки, а затем делится на переднюю (передневерхнюю) и заднюю (задненижнюю) ветви, причем сначала от ветвящейся части пучка Гиса отходит задняя ветвь, а затем – передняя.

Внутрижелудочковую проводящую систему можно рассматривать как систему, состоящую из пяти основных сегментов: пучок Гиса, правая ножка, основной ствол левой ножки и две ветви левой ножки – передняя и задняя.

Скорость распространения возбуждения в ветвях и ножках пучка Гиса составляет 3 – 4 м/с. Ножки пучка Гиса и их разветвления, а также конечная часть пучка Гиса обладают функцией автоматизма. Это автоматические центры третьего порядка. Их автоматизм составляет 15 ... 40 импульсов в 1 мин.

Ножки пучка Гиса и их ветви состоят из двух видов клеток: клеток Пуркинье и клеток, напоминающих по форме клетки сократительного миокарда.

Ветви внутрижелудочковой проводящей системы постепенно разветвляются до все более мелких ветвей. Конечные разветвления правой и левой ножек пучка Гиса постепенно переходят в волокна Пуркинье (см. рис. 2.3), которые непосредственно связываются с сократительным миокардом желудочков, пронизывая всю мышцу сердца. Поступающий по ним импульс вызывает возбуждение и сокращение миокарда желудочков сердца. Скорость распространения возбуждения по волокнам Пуркинье и миокарду желудочков составляет 4 – 5 м/с. Волокна Пуркинье, по видимому, также обладают функцией автоматизма (автоматический центр третьего порядка): их автоматизм – 15 ... 30 импульсов в 1 мин. В миокарде желудочков волна возбуждения вначале охватывает межжелудочковую перегородку, а затем распространяется на оба желудочка сердца. В желудочках процесс возбуждения идет от эндокарда к эпикарду. При возбуждении миокарда создается электродвижущая сила (ЭДС), которая распространяется на поверхность человеческого тела и является основой для регистрации ЭКГ.

Таким образом, в сердце имеется множество клеток, обладающих функцией автоматизма. Они расположены в синусовом узле, атриовентрикулярном соединении, пучке Гиса и его ножках, а также в желудочках. Однако в норме существует только один водитель ритма, дающий импульсы для возбуждения всего сердца. Это синусовый узел, обладающий наибольшим автоматизмом (автоматический центр первого порядка). Импульсы из синусового узла достигают расположенных ниже источников автоматизма до того, как в них закончится подготовка очередного импульса возбуждения, и разрушают этот процесс подготовки.

Автоматические центры второго и третьего порядка проявляют свою автоматическую функцию обычно только в патологических условиях – при понижении автоматизма синусового узла. Этот феномен получил название синдрома слабости синусового узла. Автоматические центры третьего порядка становятся водителями ритма только при одновременном поражении автоматических центров первого и второго порядка или значительном повышении автоматизма центра третьего порядка. Проводящей системе сердца присуща способность проводить импульсы не только в обычном направлении – от предсердий к желудочкам, т. е. ретроградно или антеградно, но и в противоположном направлении – от желудочков к предсердиям, т. е. ретроградно.

В этом разделе приведены только основные сведения о строении и функциях проводящей системы сердца в норме. Отметим, что существует множество ситуаций патологического нарушения функции проводимости сердца. Причинами этих нарушений, как правило, являются тяжелые органические поражения сердечной мышцы (хроническая ишемическая болезнь сердца, артериальная гипертензия, острый инфаркт миокарда) и другие заболевания, сопровождающиеся распространенными патологическими процессами в сердце. Нарушение нормальной проводимости сердца обычно приводит к серьезным нарушениям ритма и возникновению блокад проводящих путей (атриовентрикулярного соединения и ветвей пучка Гиса) различной степени. Частичные или полные блокады путей проведения импульсов возбуждения могут привести к нарушениям сердечного ритма, вплоть до полного блокирования сердечных сокращений. Изучению этих явлений посвящен отдельный раздел кардиографии – аритмология. Эти материалы выходят за рамки данного рассмотрения и требуют специального изучения.

2.3. Теория диполя и мультиполя

В физике под диполем понимают два равных по величине и противоположных по знаку электрических заряда, находящихся на бесконечно малом расстоянии друг от друга. Диполь характеризуется электрическим моментом, выражаемым произведением величины зарядов на расстояние между ними. Момент диполя – величина векторная, ее можно представить стрелкой-вектором, направленной от отрицательного заряда к положи-

тельному параллельно оси диполя. Последний образует вокруг себя электрическое поле. Если диполь поместить в центр проводящей среды, можно выявить линии равного потенциала (изопотенциальные линии). Линия, перпендикулярно пересекающая ось диполя, обладает нулевым потенциалом, который создается электрическими полями, образованными двумя равными по величине и противоположными по знаку полюсами. Положение изопотенциальной линии в проводящей среде зависит от расположения полюсов диполя и от конфигурации поверхности, ограничивающей среду.

В 1903 – 1913 гг. В. Эйнтховен и соавторы предложили двухполюсную систему отведений от конечностей на основании правил равностороннего треугольника, которая стала первой формулировкой теории диполя. Для этого они схематизировали тело человека, представили его в виде равностороннего треугольника и уподобили плоской пластине (рис. 2.4).

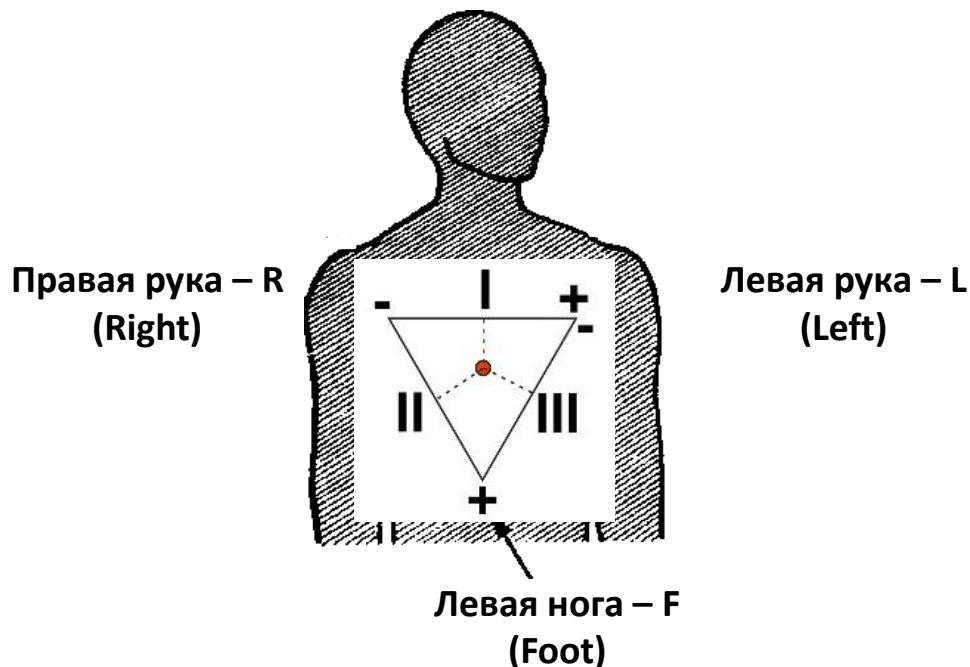


Рис. 2.4. Схематизированное тело человека

Исходя из принятой схемы было предложено следующее:

- представлять электрическую активность сердца в виде точечного источника тока (диполя), который расположен в центре треугольника;
- считать сопротивление органов и тканей на пути от сердца к каждой точке отведения одинаковыми;
- рассматривать отделы конечностей (**L**, **R**, **F**) как вершины равностороннего треугольника, равноудаленные друг от друга и от центра;
- считать, что сердце и три конечности находятся в единой плоскости, которая почти совпадает с фронтальной плоскостью тела, таким образом, вектор электродвижущей силы сердца будет находиться во фронтальной плоскости тела и перемещаться только вокруг сагиттальной оси;

- рассматривать треугольник как бесконечную плоскость, так как вершины его находятся на очень большом расстоянии от сердца по сравнению с расстоянием между полюсами диполя.

Можно считать, что сердце ведет себя как диполь, эквивалентный сумме электрических зарядов в сердце. Это дало возможность определить величину и значение электрических сил сердца, формирующих ЭКГ. Электрическое поле сердца можно представить в виде результирующей разности потенциалов с величиной и направлением, или, как принято считать в настоящее время, в виде «сердечного вектора», отражающего направление распределения волны деполяризации и реполяризации миокарда в каждый момент сердечного цикла (рис. 2.5).

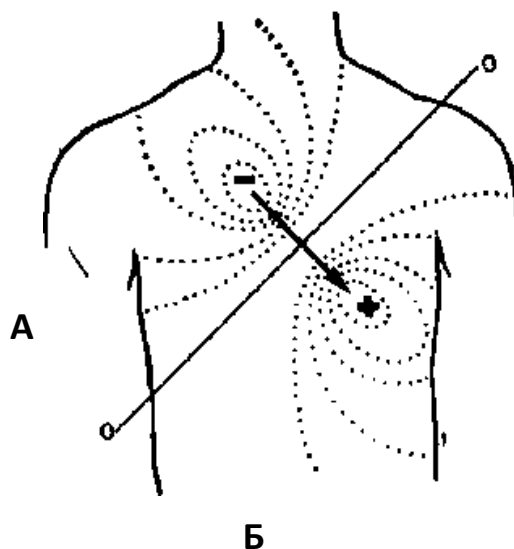


Рис. 2.5. Распределение изопотенциальных линий электрического поля на поверхности человеческого тела

Установлено, что амплитуда отклонения сердечного потенциала варьирует обратно пропорционально квадрату расстояния между электродами и сердцем. Таким образом, электроды на определенной дистанции от диполя относительно равноудалены от него в электрическом смысле, даже если они неравноудалены анатомически.

Следовательно, процесс возбуждения (деполяризация) представляется как продвижение волны возбуждения путем перераспределения ионов с положительным слоем зарядов впереди. Спад возбуждения (реполяризация) происходит в той же последовательности, но с той лишь разницей, что впереди находится отрицательный слой зарядов, а сзади – положительный.

Теоретически и экспериментально подтвержденная теория диполя с успехом применяется в клинической кардиологии.

На основании полученных различными специалистами экспериментальных результатов появилась возможность определить некоторые закономерности диполя:

- линия нулевого потенциала располагается на середине расстояния между полюсами диполя и перпендикулярна линии максимальной разности потенциалов;
- при перемещении диполя вместе с ним перемещаются обе линии, которые могут принимать различную кривизну;
- вектор электродвижущей силы диполя изображается отрезком, соединяющим оба полюса, и направлен от отрицательного поля к положительному;
- если близко расположены несколько диполей, то их изопотенциальные линии накладываются друг на друга и увеличивают потенциал электрического поля;
- благодаря наличию большого числа диполей (при условии бесконечно малого расстояния между полюсами диполей и самими диполями) образуется поляризованная поверхность с возникновением двойного электрического слоя, состоящего из двух противоположных зарядов диполей.

Установлено, что распространение возбуждения по миокарду осуществляется изнутри наружу (от эндокардиальных слоев к эпикардиальным). Внутренние слои охватываются возбуждением почти одновременно благодаря расположению проводящей системы, а наружные – разновременно. Физиологические условия субэндокардиального и субэпикардиального слоев не одинаковы. На субэндокардиальные слои оказывают большее влияние внутриполостное давление и разница температурных констант, так как они находятся ближе к полостям сердца. Поэтому считается, что длительность процесса возбуждения в субэндокардиальных слоях больше, что, в свою очередь, приводит к задержке начала процесса восстановления. Поэтому последний начинается в субэпикардиальных слоях, т.е. волна восстановления движется в направлении, обратном движению волны возбуждения. Процесс реполяризации в клетке продолжительнее, чем процесс деполяризации, он противоположно направлен, но равен по абсолютной величине. При этом векторы двух процессов имеют одинаковое направление, и, следовательно, зубцы ЭКГ будут направлены в одну сторону. Большая продолжительность процесса связана с тем, что при реполяризации разноименные заряды на границе возбужденного участка находятся на несколько большем расстоянии.

При распространении возбуждения по миокарду образуется множество элементарных диполей. Их можно сложить по правилу параллелограмма, причем они могут взаимно вычитаться. Суммарный вектор в каждый момент сердечного цикла является результирующим.

Считается, что электрический вектор сердца исходит из электрического центра сердца. Потенциал электрического центра сердца равен нулю, поскольку он в этой точке взаимно уравновешивается. Многочисленные моментные векторы не имеют общей точки возникновения, но они расположены в сердце настолько близко, что практически их проявление можно

представить из одной общей точки, которую считают электрическим центром сердца, или точкой нулевого потенциала. Нулевой точкой является та гипотетическая точка, в которой положение этого эффективного интегрального вектора при его оценке как реального изображения может применяться с наименьшей арифметической ошибкой.

Все исследователи отмечают, что электрический и анатомический центры не совпадают. Некоторые пришли к выводу, что электрический центр сердца смещен по отношению к анатомическому несколько вверх, к основанию сердца. Локализация электрического центра сердца мало изменяется при различных фазах сердечной деятельности. Считают, что желудочки и предсердия имеют разные центры.

Выяснено, что электрическое поле сердца образуется при возбуждении внешней части миокарда. По мнению различных специалистов, число активных микровекторов составляет 10 ... 34 % всего количества кардиальных векторов миокарда. Электрические процессы, возникающие непосредственно в желудочках сердца, удается регистрировать с поверхности тела человека благодаря тому, что каждый диполь создает вокруг себя электрическое поле, силовые линии которого распространяются в теле человека как в проводнике второго рода и выходят на его поверхность, создавая в разных точках различные потенциалы. Понятно, что сердце человека не является идеальной электрической системой, поэтому математические и физические законы могут быть применены с рядом допущений.

Динамическая регистрация изменений величины и направления результирующей электродвижущей силы в пространстве в течение сердечного цикла образует векторкардиограмму (ВКГ), проекции последней на фронтальную, горизонтальную и сагиттальную плоскости могут быть рассмотрены отдельно. С точки зрения дипольной теории ЭКГ представляет собой разность потенциалов величины, соответствующей проекции электрического вектора сердца на линию отведения. В таком случае правило проекции по Эйнтховену представляется в следующем виде: величина разности потенциалов, регистрируемая в отведении, равна проекции электрического вектора на вектор отведения, умноженной на длину последнего.

Однако ряд факторов указывает на то, что теория диполя не исчерпывает всех тонкостей биоэлектрических явлений, происходящих в сердце. Так, ортогональные отведения ЭКГ теряют часть информации, имеющейся в однополюсных грудных отведениях, с другой стороны, приближение электродов к сердцу менее чем на 12 см «искажает» свойства диполя. Признавая теорию диполя как наиболее реальную концепцию об электродвижущей силе сердца, исследователи отмечают, что тело человека неправильной формы, неомогенно, а размер сердца слишком велик, чтобы считаться точечным дипольным генератором тока.

С учетом этого была создана мультипольная теория электродвижущей силы сердца, в которой недипольные компоненты содержат квадripольный, октапольный и другие мультиполя более высокого порядка. Экспериментальный анализ, однако, показал, что относительный вклад их в результирующую ЭДС сердца сравнительно невелик.

Таким образом, дипольная концепция об электродвижущей силе сердца – это первое приближение более сложной реальности и единственно возможная теория выражения основного содержания ЭКГ.

3. РЕГИСТРАЦИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ СЕРДЦА

В данном разделе описаны физиологическая и клиническая суть электрокардиограммы, методы построения различных систем электрокардиографических отведений, методика регистрации ЭКГ, рассмотрена векторная концепция представления электрокардиографической информации.

3.1. Электрокардиограмма

Кривая колебаний разности потенциалов в двух точках поверхности тела, записанная с помощью электрокардиографа в виде повторяющихся от одного сердечного цикла к другому комплексу волн (зубцов), называется электрокардиограммой (ЭКГ). Участок (точка) поверхности тела, на который накладывают электрод, называется позицией электрода. Две любые позиции электрода, между которыми в период возбуждения сердца обнаруживается разность потенциалов, являются двумя электрическими полюсами для записи ЭКГ. Каждая пара таких полюсов, на которых гальванометр регистрирует разность потенциалов, называется электрокардиографическим (двухполюсным) отведением. Воображаемая прямая, соединяющая два полюса отведения, называется осью отведения. В зависимости от расположения полюсов или двух соответствующих позиций электродов относительно друг друга она имеет разное положение в пространстве. Зарегистрированная с двух позиций электродов разность потенциалов с её колебаниями в течение сердечного цикла рассматривается как ЭКГ, записанная соответственно направлению оси данного отведения.

Современная электрокардиография имеет большое диагностическое значение благодаря следующим факторам:

- исследования электрофизиологических свойств сердца, в рамках которых электрокардиография может рассматриваться как адекватный электрическому полю сердца метод исследования;
- последовательное изучение особенностей электрокардиографии, определяющее пределы возможностей ее использования как метода в комплексе разных методов – физических и инструментальных;
- научно-практическая оценка результатов сопоставления электрокардиографических показателей с экспериментальными, физиологическими, клиническими и патологоанатомическими данными.

Электрическое возбуждение сердца, возникая на уровне ионного обмена клеточных структур, последовательно охватывает миокардиальные волокна и распространяется в определенной последовательности по отделам сердца. В окружающей сердце среде при его возбуждении создается электрическое поле. Характер его на поверхности тела определяется асимметрией в топографических отношениях между сердцем и другими электрически неоднородными органами и тканями грудной клетки (перикард, легкие, костно-мышечные структуры грудной клетки, подкожная клетчатка, кожа). Вследствие этого значения регистрирующихся на поверхности тела разности потенциалов, которые возникают в результате электрического функционирования сердца, зависят от очень многих факторов.

Основными из этих факторов являются:

- характер ионного обмена возбудимых клеточных структур, определяющий потенциальные возможности клетки (потенциал покоя, ток покоя) к дальнейшему росту уровня потенциала в активную фазу возбуждения миокардиального волокна;
- значение элементарного электрического потенциала, возникающего в период возбуждения клетки (потенциал действия, ток действия);
- локализация водителя сердечного ритма;
- охват возбуждением основной массы миокардиальных волокон и распространение его в определенной последовательности по отделам сердца;
- разница в морфологических и биоэлектрических свойствах определенных гистологических структур, влияющая на скорость прохождения импульса в различных участках миокарда;
- электростатические характеристики электрического поля, создающегося в период возбуждения сердца, и их колебания от момента к моменту сердечного цикла;
- топографические отношения между отделами сердца, а также между ними и остальными органами и тканями грудной клетки;
- разная электропроводность (и электрическое сопротивление) тканей окружающей сердце среды;
- выбор позиций электродов, с которых записывается разность потенциалов электрического поля сердца на поверхности тела, и некоторые другие факторы.

В электрокардиографической кривой интегрируются влияния всех этих прямых и косвенных факторов с разной степенью парциального участия каждого из них в формировании кривой в каждом случае. В условиях нормы на основании только одного отведения ЭКГ можно судить лишь о следующем:

- 1) сердце электрически возбудимо или сохраняет одну из основных функций – способность к электрическому возбуждению;

- 2) электрическая деятельность сердца протекает с правильным ритмическим чередованием периодов активного возбуждения и покоя или правильным ритмом импульсообразования;
- 3) распространение возбуждения по отделам сердца происходит в правильной последовательности и со скоростью прохождения импульса, адекватной частоте ритма и биоэлектрическим свойствам ткани.

С помощью современной электрокардиографии можно выделить среди основных факторов, устанавливающих механизм формирования ЭКГ, значение влияния физиологических вариантов положения сердца. Определение по показателям ЭКГ индивидуального позиционно-конституционального фона позволяет дифференцировать сдвиги, возникающие на ЭКГ вследствие отклонений непосредственно в биоэлектрических свойствах сердца. Для этого ЭКГ записывается не с одной пары точек поверхности тела (или в одном отведении ЭКГ), а с нескольких, т. е. в нескольких отведениях с разным направлением их осей. По характеру соотношения между определенными элементами ЭКГ разных отведений судят о сдвигах, обнаруживающихся на поверхности тела вследствие разных позиционных вариантов характеристик электрического поля сердца. По абсолютной величине зубцов, их вольтажу в нескольких отведениях можно составить представление и об электропроводности окружающих сердце тканей, в частности, о влиянии на величину показателей ЭКГ жировой прослойки, воздушной среды легких, толщины грудной клетки и некоторых других конституционных особенностей тела. Таким образом, при комплексном использовании нескольких отведений ЭКГ возможна дифференциальная оценка значения не только позиционного (положение сердца), но и в известной мере общеконституционального фактора.

Принятые за стандарт позиции нескольких пар электродов, образующих в определенных сочетаниях оси отведений разного направления, формируют так называемые системы электрокардиографических отведений (системы регистрации ЭКГ, электрокардиографические системы регистрации). В зависимости от сочетания осей стандартизованных отведений каждая из таких систем располагает свойственными ей характеристиками электрокардиографических показателей, колебания которых в условиях нормы укладываются в пределы позиционно-конституциональных влияний, а при определенных патологических процессах в сердечной мышце обнаруживают разную степень отклонения от нормы в одном, нескольких или во всех отведениях системы.

Несмотря на многообразие факторов, влияющих на характер электрического поля на поверхности тела, у здоровых людей во всех отведениях и в постоянной последовательности регистрируются стандартные элементы ЭКГ (зубцы, волны, сегменты) в течение сердечного цикла и от цикла к циклу (рис. 3.1).

Зубец (волна) электрокардиографической кривой характеризуется стабильностью своего условного электрического значения (+ или -), т.е.

постоянно отклоняется либо вверх (+), либо вниз (-) от горизонтальной изоэлектрической линии, записывающейся на ЭКГ в периоды отсутствия разности потенциалов. К положительным элементам в большинстве отведений относятся отклонения, обозначаемые как зубцы **P**, **R** и **T** (**R** всегда положительный), к отрицательным – зубцы **Q** и **S**, непосредственно связанные с зубцом **R** и регистрирующиеся либо перед зубцом **R** (**Q**), либо после него (**S**). Зубцы **P**, **R** и **T** – обязательные компоненты каждой нормальной кривой, записанной почти в любом электрокардиографическом отведении.

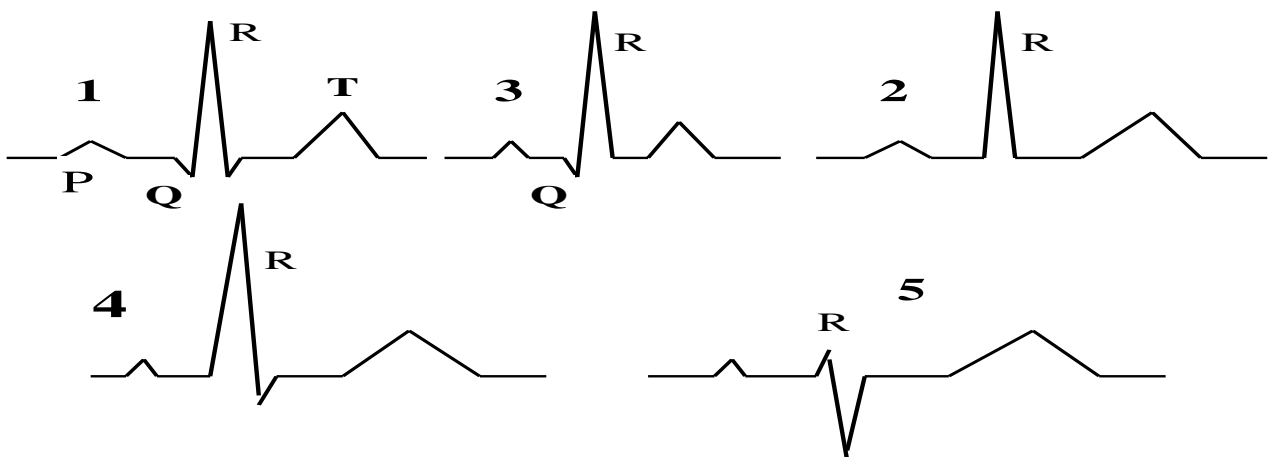


Рис. 3.1. Отношения между основными зубцами **Q**, **R** и **S** комплекса **QRS** в разных отведениях нормальной ЭКГ: **1** - контурируются все зубцы комплекса **QRS**; **2** - **QRS** типа **R**, $Q/R = 0$; **3** - **QRS** типа **qR**, $Q/R < 1$; **4** - **QRS** типа **Rs**, $Q/R = 0$, $R/S > 1$; **5** - **QRS** типа **rS**, $Q/R = 0$, $R/S < 1$

Зубцы **Q** и **S** непостоянные и обнаруживаются на ЭКГ в зависимости от положения оси выбранного отведения относительно положения сердца. Зубец **P** является показателем возбуждения предсердий; зубцы **R** и **T** рассматриваются как два главных элемента, отражающих электрическую активность желудочков, и определяются как желудочковый комплекс ЭКГ (**QRS - T**) с его начальной частью (комплекс **QRS**) и конечной (сегмент **ST** и зубец **T**).

Количественные параметры положительных зубцов **P**, **R** и **T** (абсолютные и относительные значения высоты, основания, площади каждого из них и продолжительность интервалов между ними), будучи достаточно стабильными у одного и того же здорового человека, колеблются в широких пределах у разных людей. В то же время отрицательные зубцы **Q** и **S** регистрируются у здоровых людей с непостоянной частотой в разных сочетаниях друг с другом и с положительным зубцом **R**. В зависимости от направления оси отведения они могут иметь различную величину и относительное значение (от $R/S < 1,0$ до $R/S > 1,0$ и $R/S = ?$, от $Q/R < 1,0$ до $Q/R = 0$) (см. рис. 3.1). Направление оси выбранного отведения влияет

также на соотношения между основными зубцами **P**, **R** и **T**: от $P/R < 1$ (в большинстве отведений) до $P/R \geq 1$ (в отдельных отведениях), от $R/T > 1$ (в большинстве отведений) до $R/T \leq 1$ (в отдельных отведениях). Разница в количественных характеристиках основных элементов ЭКГ положительного значения и незакономерная регистрация её отрицательных зубцов разной величины определяют индивидуальные различия контуров ЭКГ среди здоровых людей и указывают на индивидуальные различия в количественном преобладании тех или иных факторов, модифицирующих характеристики электрического поля сердца.

В условиях нормы существует множество вариантов конфигурации электрокардиографической кривой. В практической электрокардиографической диагностике индивидуальная изменчивость нормальной кривой значительно осложняет анализ ЭКГ. В целях преодоления этих трудностей для нормальной ЭКГ были рассчитаны:

- предельные значения (наименьшие и наибольшие) количественных параметров, встречающиеся среди здоровых людей в наиболее часто используемых отведениях;
- средние величины (**M**) ряда показателей со средними квадратическими отклонениями от них ($\pm \sigma$);
- наибольший процент случаев с определенной величиной того или иного показателя.

3.2. Обязательные отведения в электрокардиографии

Электрокардиографические системы отведений делятся на двухполюсные (регистрируют разность потенциалов двух участков поверхности тела) и однополюсные (регистрируют разность между потенциалом какого-то участка тела и очень малым, но постоянным по величине потенциалом, условно принимаемым за нулевой).

В зависимости от места наложения электродов на поверхность тела различают отведения от конечностей и грудные.

При полном ЭКГ-исследовании записывают стандартные, усиленные однополюсные отведения от конечностей и шесть однополюсных грудных отведений.

Стандартные отведения от конечностей. Их предложил В. Эйнтховен (1912 г.) на основании уподобления человеческого тела равнобедренному треугольнику, от вершины которого ток подводится к полюсам гальванометра (рис. 3.2). Методика регистрации стандартных отведений приведена в табл. 3.1.

Между всеми элементами ЭКГ в трех стандартных отведениях существуют постоянные количественные отношения, отражающие электрофизические условия системы стандартных отведений: алгебраическая сумма величин одних и тех же зубцов **I** и **III** отведений равна величине этого же зубца **II** отведения. Этой взаимосвязью можно воспользоваться для проверки достоверности записанных отведений. Если алгебраическая сумма

отклонений комплекса **QRS** (или зубцов **T**) **I** и **III** отведений не равна алгебраической сумме этих зубцов **II** отведения, можно предположить, что по крайней мере одно из этих отведений обозначено ошибочно.

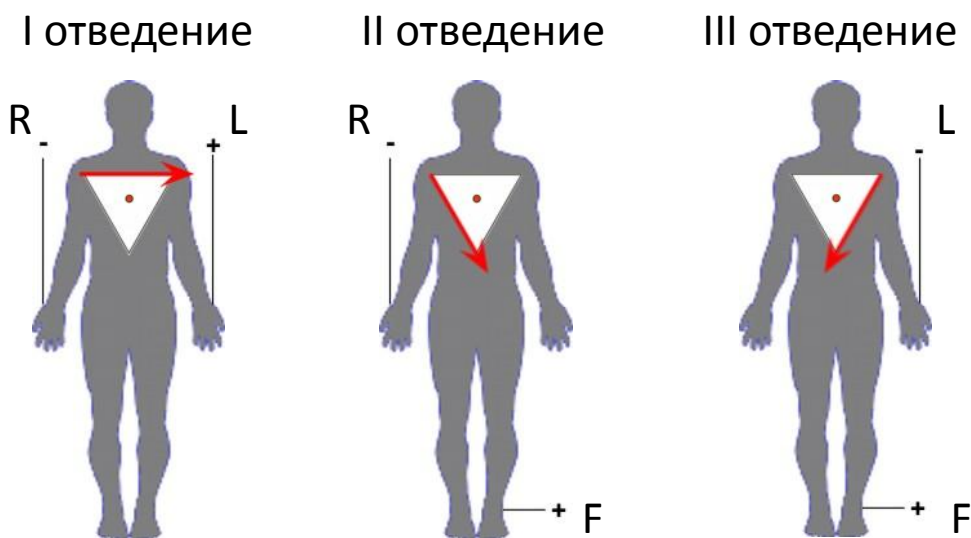


Рис. 3.2. Схема стандартных двухполюсных отведений от конечностей: **R** – правая рука; **L** – левая рука; **F** – левая нога

Таблица 3.1

Отведение	Электрод	
	дифферентный (+)	индифферентный (-)
I	Левая рука	Правая рука
II	Левая нога	Правая рука
III	Левая нога	Левая рука

На рис. 3.3 показаны треугольник Эйнтховена и система электрокардиографических координат во фронтальной плоскости для основных отведений. Эта схема дает наглядное представление о методике классических кардиографических измерений.

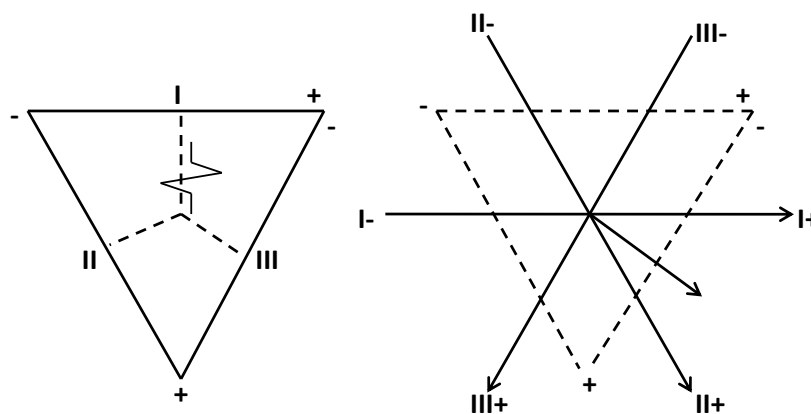


Рис. 3.3. Оси стандартных отведений

Здесь **a** – ось каждого отведения, разделенная на две части; в **I** отведении слева – отрицательная часть, справа – положительная, во **II** – вверху – отрицательная часть, внизу – положительная, в **III** – вверху – отрицательная часть, внизу – положительная; **б** – трехосевая система отведений, полученная в результате проекции трех стандартных отведений на центр сердца.

Зубец **P**, отражающий возбуждение предсердий, в **I** и **II** стандартных отведениях всегда положительный, имеет амплитуду не более 0,25 мВ, а продолжительность не более 0,11 с. Около вершины зубца **P** может быть небольшая зазубрина (чаще во **II** отведении). Зубец **P** в **III** отведении может быть положительным, двухфазным, сглаженным или даже отрицательным.

Комплекс **QRS**, отражающий возбуждение желудочков, может иметь различный вид и амплитуду. Иногда он состоит из 1, 2, 3 зубцов, а в **III** отведении и более. Небольшой зубец **Q** (не более 0,3 мВ по амплитуде и не более 0,03 с по продолжительности) может быть во всех стандартных отведениях, но чаще в **I** или **II**. Зубец **R** самый большой во **II** отведении.

В **III** отведении комплекс **QRS** может быть низкий, расщепленный, иногда главный зубец отрицательный, глубокий зубец **S** или **QS**, иногда глубокий и широкий зубец **Q**, за которым следует маленький зубец **r**. Зубцы **S** регистрируются во всех трех отведениях, но чаще в двух (**I**, **II** или **II** и **III**). Сегмент **S - T** располагается на изолинии во всех трех стандартных отведениях.

Зубец **T** в **I** и **II** отведениях положителен, в **III** – может иметь любую полярность. Чаще он направлен в одну сторону с главным зубцом комплекса **QRS**. Зубец **U** имеет очень малую амплитуду, положителен, может быть заметен преимущественно во **II** отведении.

Однополюсные отведения от конечностей по Вильсону. В 1932 г. Вильсон с сотрудниками предложил индифферентный электрод, получивший название центрального.

При регистрации однополюсного отведения по Вильсону провода центрального электрода накладывают на три конечности (обе руки и левую ногу), соединяют между собой и подключают к отрицательному полюсу гальванометра. Дифференциальный активный электрод накладывают на исследуемую конечность и соединяют с положительным полюсом гальванометра. Таким образом, на одну из конечностей накладывают одновременно два электрода (рис. 3.4, табл. 3.2).

По мнению Вильсона, центральный электрод имеет нулевой потенциал, поэтому записанное отведение характеризует потенциал той области, на которую наложен дифференциальный электрод. Ученый исходил из гипотезы Эйнтховена, согласно которой тело человека следует рассматривать как однородную проводящую среду. Места наложения электродов на левой руке и левой ноге обозначаются тремя точками, равноудаленными друг от друга и расположенными во фронтальной плоскости. По теории

диполя тело человека можно представить как проводник круглой формы, куда вписан равносторонний треугольник Эйнтховена; вершины его представлены тремя конечностями. Вильсон в своих работах не дает определения нулевого потенциала.

В физике он принимается за уровень отсчета: потенциалы больше нулевого имеют положительный знак, меньше – отрицательный. С этой точки зрения представление о нулевом потенциале применительно к электрокардиографии вполне правомерно.

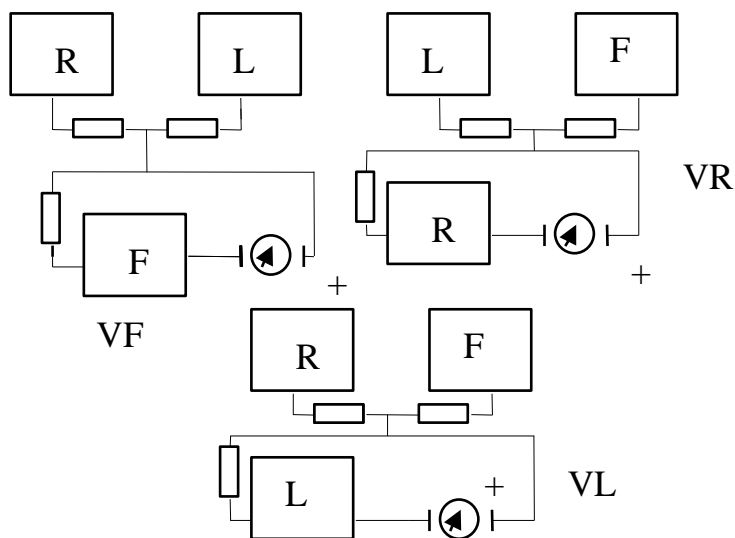


Рис. 3.4. Схемы однополюсных отведений от конечностей по Вильсону

Таблица 3.2

Отведение	Электрод	
	дифференциальный (+)	индифференциальный (-)
VL	Левая рука	Объединенный от трех конечностей
VR	Правая рука	То же
VF	Левая нога	То же

Величина потенциала центрального электрода одинакова у различных обследуемых и не меняется в зависимости от уровня наложения электрода на конечности. М.Б. Тарковский (1958 г.) указывает, что при снятии обычных однополюсных отведений от конечностей, по Вильсону, дифференциальный электрод почти в половине случаев может регистрировать не истинную, а искаженную шунтированную величину потенциала данной конечности. Исходя из этого, он считает более целесообразным пользоваться усиленными отведениями **aVL**, **aVR** и **aVF**, при которых конечности не шунтируются.

Однополюсные отведения от конечностей по Гольдбергеру. В 1942 г. Гольдбергер предложил новую систему записи однополюсных отведений от конечностей. Он использовал только два провода центрально-

го электрода без дополнительных сопротивлений. Третий провод, который, по Вильсону, накладывается на ту же конечность, где располагается дифференциальный электрод, остается свободным. Такие отведения ученый предложил называть усиленными однополюсными отведениями от конечностей, так как амплитуда зубцов в них в 1,5 раза больше, чем в обычных однополюсных отведениях от конечностей (рис. 3.5, 3.6).

Они обозначаются так же, как и обычные однополюсные отведения, с добавлением вначале буквы **a** (первая буква английского слова **augmented** - усиленный).

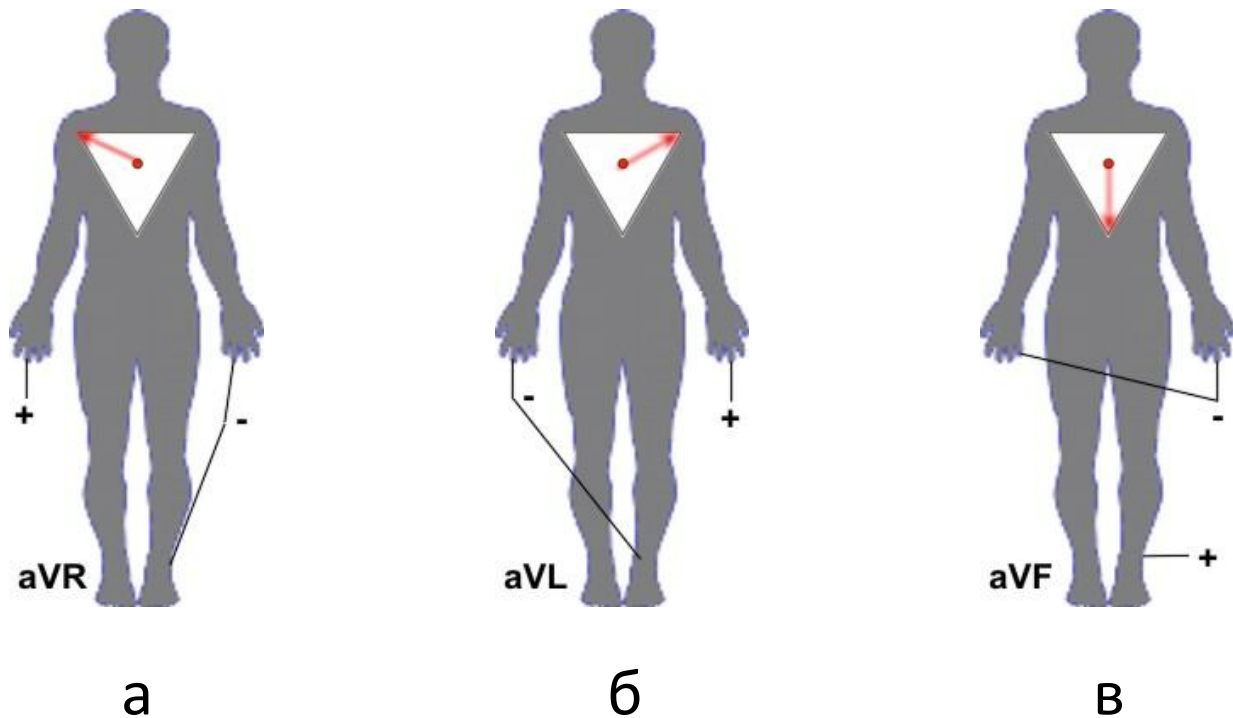


Рис. 3.5. Схемы однополюсных отведений от конечностей по Гольдбергеру

На рис. 3.5 показано расположение индифферентного и активного электродов в усиленных отведениях от конечностей: **а** – усиленное отведение от правой руки **aVR**; **б** – усиленное отведение от левой руки **aVL**; **в** – усиленное отведение от левой ноги **aVF**.

Величина потенциала индифферентного электрода в усиленных однополюсных отведениях от конечностей равна половине величины потенциала дифференциального электрода с отрицательным знаком. Это объясняется тем, что потенциал объединенного электрода двух конечностей будет всегда равен половине потенциала свободной конечности, взятого с обратным знаком.

Запишем соотношения величины зубцов стандартных и однополюсных усиленных отведений от конечностей:

$$aVF = (II + III) / 2; \quad aVR = (I + II) / 2; \quad aVL = (I - III) / 2.$$

Алгебраическая сумма зубцов трех усиленных отведений от конечностей в каждый данный момент равна нулю. Отведения **aVR**, **aVL** и **aVF**

отличаются друг от друга направлением зубцов и их амплитудой. На величину зубцов особенно влияет электрическая позиция сердца. Поэтому для правильной оценки зубцов в этих отведениях необходимо рассчитывать их величину с учетом электрической позиции сердца в каждом отдельном случае.

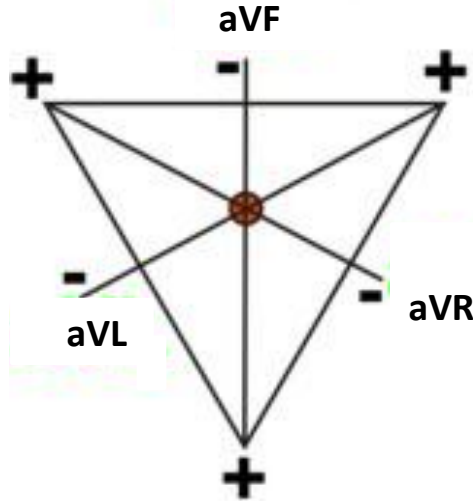


Рис. 3.6. Оси усиленных отведений от конечностей

На рис. 3.6. показано расположение положительной и отрицательной частей осей усиленных отведений от конечностей.

При сочетании трехосевой системы стандартных отведений с осями усиленных отведений от конечностей получают шестиосевую систему отведений, предложенную Бейли (рис. 3.7). Таким образом, эта система объединяет оси стандартных и усиленных отведений от конечностей. Шестиосевая система отведений Бейли отражает пространственное расположение шести отведений от конечностей во фронтальной плоскости и, следовательно, регистрирует изменения ЭДС сердца, происходящие в этой плоскости.

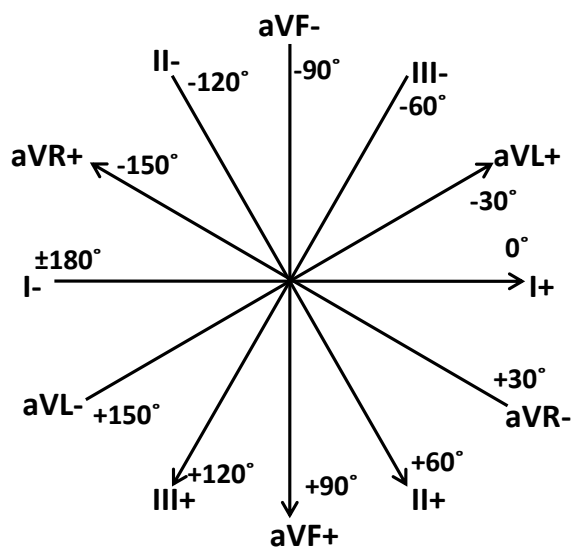


Рис. 3.7. Шестиосевая система отведений Бейли

Для получения шестиосевой системы отведений Бейли проводят сначала через центр сердца линии, параллельные трем стандартным отведениям. Затем наносят на центр сердца оси усиленных отведений от конечностей. Как уже указывалось, угол между каждыми двумя стандартными отведениями равен 60° . Оси усиленных отведений от конечностей делят этот угол пополам, поэтому угол между любым стандартным отведением и расположенным рядом с ним усиленным отведением от конечностей равен 30° . Следует учитывать, что в шестиосевой системе отведений сохраняется также равенство углов между каждыми двумя осями усиленных отведений от конечностей, угол между которыми составляет 60° .

Из анализа шестиосевой системы отведений видно, что положительные части осей всех отведений расположены в левом нижнем квадранте (за исключением отведения **aVR**). При этом надо учитывать, что активный электрод в отведении **aVL** присоединяется к левой руке, а положительная часть оси этого отведения направлена влево и вверх. За положительной частью оси отведения **aVL** вверху и справа находятся отрицательные части осей отведений. Таким образом, отрицательные части осей отведений находятся в правом верхнем квадранте (за исключением отведения **aVR**).

Ось отведения **aVF** расположена перпендикулярно оси **I** стандартного отведения. Отведение **aVL** перпендикулярно оси **II** стандартного отведения, а отведение **aVR** – оси **III** стандартного отведения.

Суммарный вектор ЭДС сердца во время деполяризации направлен влево и вниз. В связи с этим суммарный вектор возбуждения в норме проецируется в основном на положительные части осей отведений во фронтальной плоскости. Это приводит к тому, что доминирующим зубцом в этих отведениях является положительный зубец, или зубец **R**. Исключение составляет отведение **aVR**. Суммарный вектор ЭДС сердца проецируется на отрицательную часть оси этого отведения, доминирующим зубцом будет отрицательный зубец.

Электрофизиологическая сущность процессов, происходящих при однополюсном отведении от правой руки (**aVR**), остается неясной, так как опубликованные в литературе экспериментальные данные весьма неопределенны и противоречивы.

Первоначальная концепция основоположников однополюсной электрокардиографии, в которой рассматривалась кривая в отведении **aVR** как периферическое отражение биоэлектрических процессов под эндокардом, представляется в настоящее время несколько искусственной и упрощенной, недостаточно экспериментально обоснованной, вследствие чего она не может получить всеобщего признания. Отведение **aVR** является единственным, в котором положительный электрод подключают к участку тела, почти всегда отрицательно заряженному (правая рука). Поэтому на ЭКГ зубцы **P**, **T** и главный зубец комплекса **QRS** будут отрицательными.

Анализ амплитудно-временных характеристик кардиокомплексов, зарегистрированных в основных и усиленных отведениях, дает много цен-

ной диагностически значимой информации, однако к её использованию следует относиться очень осторожно, если не учтено положение электрической оси сердца.

По усиленным однополюсным отведениям от конечностей можно определить направление электрической оси сердца. Численное выражение направления и величины результирующего вектора электродвижущей силы сердца называется электрической осью сердца. Согласно гипотезе Эйнтховена, электрическую ось можно представить как вектор, исходящий из центра равностороннего треугольника. Направление вектора соответствует направлению процессов возбуждения мышцы сердца в плоскости регистрируемых отведений. Так как равносторонний треугольник расположен во фронтальной плоскости, то электрическую ось можно найти по тем отведениям, которые располагаются в этой же плоскости, т. е. по стандартным и однополюсным отведениям от конечностей. Более подробно методика определения направления электрической оси сердца будет рассмотрена ниже при изучении векторной концепции электрокардиографии.

Таким образом, шесть отведений от конечностей – **I, II, III, aVL, aVR** и **aVF** – дают общую характеристику электрического поля сердца во фронтальной плоскости.

Двухполюсные грудные отведения. ЭКГ, записанная в грудных отведениях, является существенным дополнением ЭКГ, записанной в основных и усиленных отведениях, и позволяет более правильно оценить состояние сердечной мышцы при различных заболеваниях. Так, при инфаркте миокарда на ЭКГ, зарегистрированной в грудных отведениях, изменения иногда появляются раньше, более выражены или держатся дольше, чем в обычных отведениях, что имеет большое диагностическое значение.

При регистрации двухполюсных грудных отведений грудной электрод (положительный) устанавливают в одну из следующих позиций, обозначаемых арабскими цифрами: 1 – четвертое межреберье по правому краю грудины; 2 – четвертое межреберье по левому краю грудины; 3 – между второй и четвертой позициями; 4 – пятое межреберье по среднеключичной линии; 5 – на том же уровне по переднеподмышечной линии; 6 – на том же уровне по среднеподмышечной линии.

Второй электрод (отрицательный) накладывают на правую руку (**CR**), левую руку (**CL**) и левую ногу (**CF**). Грудные отведения, записанные в одной грудной позиции, но с различным положением удаленного электрода (**CR, CL, CF**), не одинаковые, что вызвано значительным различием потенциалов конечностей, на которые накладывают электроды.

ЭКГ, записанные в обычных грудных отведениях (**CR** и **CF**), несколько отличаются по величине зубцов (особенно **R** и **T**) от ЭКГ, снятых в однополюсных грудных отведениях. В практической работе наиболее распространены отведения **CR** и **CF**. При анализе грудных отведений ЭКГ можно

рассматривать как результат колебания потенциалов в области одного электрода – одного полюса. Однако величина потенциала индифферентного электрода не всегда одинакова, что затрудняет сравнение этих отведений у обследуемых и ограничивает возможности применения обычных грудных отведений. В тех случаях, когда потенциал левой ноги мал, отведение **CF** полностью определяет колебание потенциала в области сердца и имеет диагностическую ценность. При большом потенциале на ЭКГ в отведении **CF** отражаются колебания потенциала не только в области сердца, но и в области левой ноги, и диагностическое значение кривой оказывается неполноценным. Все изложенное выше в равной мере относится и к отведениям **CR** и **CL**.

Некоторые исследователи дают многочисленные рекомендации по использованию двухполюсных грудных отведений при различных патологиях как наиболее информативных. Однако для краткости изложения эти данные справочного характера опустим.

Грудные однополюсные отведения по Вильсону. Вильсон рекомендует накладывать электроды на правую руку, левую руку и левую ногу и соединять их через одинаковые сопротивления более 100 кОм воедино. Получившийся таким образом объединенный электрод благодаря короткому замыканию не дает или почти не дает колебаний потенциала, обусловленных деятельностью сердца. Один из полюсов электрокардиографа (отрицательный) соединяют с объединенным электродом от трех конечностей, а другой (положительный) – с электродом, накладываемым на различные точки области сердца. Электрод, соединенный с тремя конечностями через сопротивления, является нейтральным – индифферентным. Форму и направление зубцов ЭКГ определяет местоположение дифференциального электрода.

В настоящее время в обычную программу ЭКГ-исследования входит получение шести однополюсных отведений (**V₁, V₂, V₃, V₄, V₅, V₆**) (рис. 3.8). При регистрации однополюсных грудных отведений, по Вильсону, грудной электрод (+) – активный, а индифферентный – объединенный электрод от трех конечностей. Объединенный потенциал трех конечностей составляет постоянную малую величину (около 0,3 мВ) и принимается за нулевой. Поэтому регистрируемая разность потенциалов практически равна потенциалу активного грудного электрода.

При записи грудных отведений необходимо точно устанавливать грудной электрод. В связи с близостью электрода к источнику электрического поля даже небольшое смещение его приводит к значительному изменению отводимого потенциала.

Нормальная ЭКГ в однополюсных грудных отведениях идентична такой же в отведениях от сердца. Поэтому колебания потенциалов каждого участка эпикардальной поверхности сердца определяют колебания потенциалов на соответствующем участке поверхности грудной клетки. Эта

взаимосвязь тем более выражена, чем ближе к поверхности сердца располагается грудной электрод.

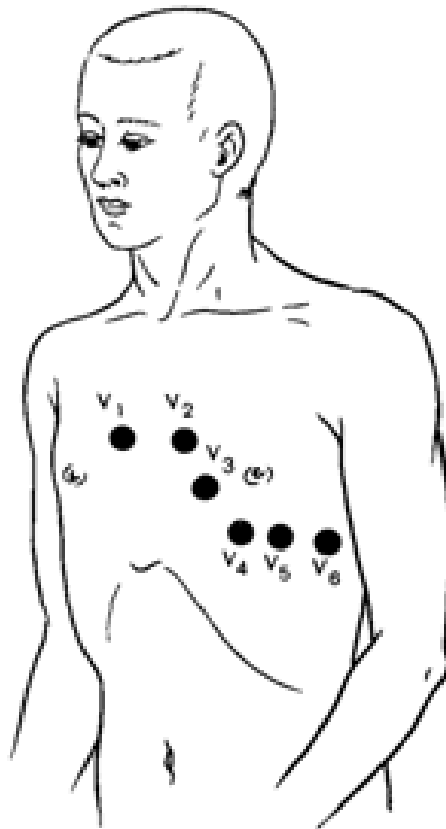


Рис. 3.8. Расположение электродов в грудном отведении (V). Черными кружками обозначены точки расположения активных электродов

На поверхности грудной клетки имеются участки, на которых форма грудных отведений почти полностью соответствует прямым отведениям от сердца. Так, ЭКГ, записанные в первой и второй позициях грудного электрода (правые грудные отведения), как правило, совпадают по форме с ЭКГ, зарегистрированными с эпикардиальной поверхности правого желудочка.

ЭКГ, записанные в пятой и шестой позициях (левые грудные отведения), имеют ту же форму, что и ЭКГ, зарегистрированные с эпикардиальной поверхности левого желудочка.

Проекция суммарного вектора на ось отведения V_4 – наибольшая, поэтому R_{V_6} имеет наибольшую амплитуду. Проекция вектора на ось V_1 – наименьшая, поэтому R_{V_1} имеет наименьшую амплитуду. $R_{V_6} < R_{V_4}$, так как проекция вектора возбуждения на ось отведения V_6 меньше, чем на ось V_4 (рис. 3.9).

Поскольку форма ЭКГ определяется направлением волны возбуждения во всех отделах сердца как источника тока независимо от того, с какого отдела записывается кривая, патологические процессы в любом из участков сердца в равной мере отражаются на ЭКГ как при правых, так и при левых грудных отведениях.

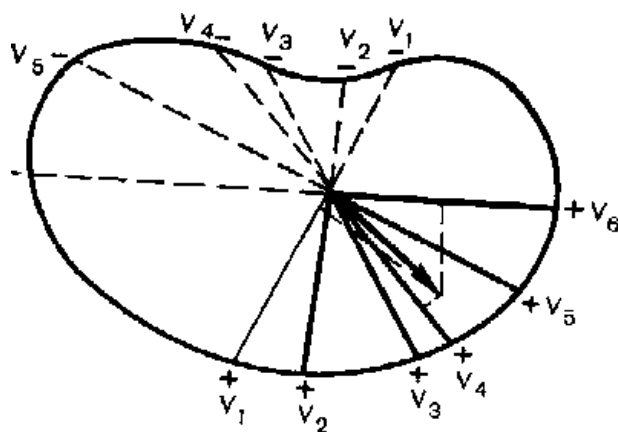


Рис. 3.9. Направление суммарного вектора возбуждения в горизонтальной плоскости и проекция его на оси грудных отведений V_1 , V_4 , V_6

3.3. Векторная концепция электрокардиографии

Представление о том, что электрическое поле сердца на поверхности тела можно характеризовать не только величиной потенциалов, но и определенным направлением распространения процесса, возникло почти с первых шагов развития электрокардиографии как метода клинической диагностики. Однако судить об ориентации процесса только на основании величины потенциала лишь одного какого-либо отведения нельзя. В. Эйнтховен (1908 – 1913 гг.) доказал, что для оценки направления требуется сопоставление показателей ЭКГ нескольких отведений (минимум двух), располагающих определенными свойствами. Комплекс из таких отведений составляет так называемые системы отведений. Свойствами отведений являются равноудаленность от сердца расположения электродов, малая чувствительность отведений к небольшим смещениям электродов, равенство осей отведений между собой и преобладание их длины над размерами сердца.

В клинической электрокардиографии классической геометрической схемой отведений считается разработанная Эйнтховеном для фронтальной плоскости схема равностороннего треугольника. Эйнтховен, выбравший для формирования трех отведений положение электродов на двух руках и левой ноге и объединив попарно эти позиции, предложил рассматривать данные отведения как стороны равностороннего треугольника, в центре которого расположено сердце. При этом предусматривалось такое соединение электродов с полюсами гальванометра (так называемая полярность отведений), при котором в каждом из трех отведений основные элементы нормальной ЭКГ (зубцы **P**, **R** и **T**) регистрируются вверх от изоэлектрической линии, когда значение основания сердца или правой руки отрицательно по отношению к верхушке сердца или левой руке, а зоны положительного потенциала поверхности тела соединены с положительным полюсом гальванометра.

На рис. 3.10,а показаны взаиморасположение и полярность трех (**I**, **II**, **III**) отведений системы Эйнтховена. Относительное значение полюсов ка-

ждого из отведений показывает, что движение тока от положительного полюса отведения к отрицательному (в направлении падения потенциала) происходит в I и III отведениях в одном направлении (против часовой стрелки), а во II отведении в прямо противоположном направлении (по часовой стрелке). Поэтому и физические характеристики (напряжение e , сила тока i) второго отведения рассматриваются в обратной (отрицательной) полярности ($-e_2, -i_2$), а само отведение – как $-II$ по сравнению с отведениями $+I$ и $+III$.

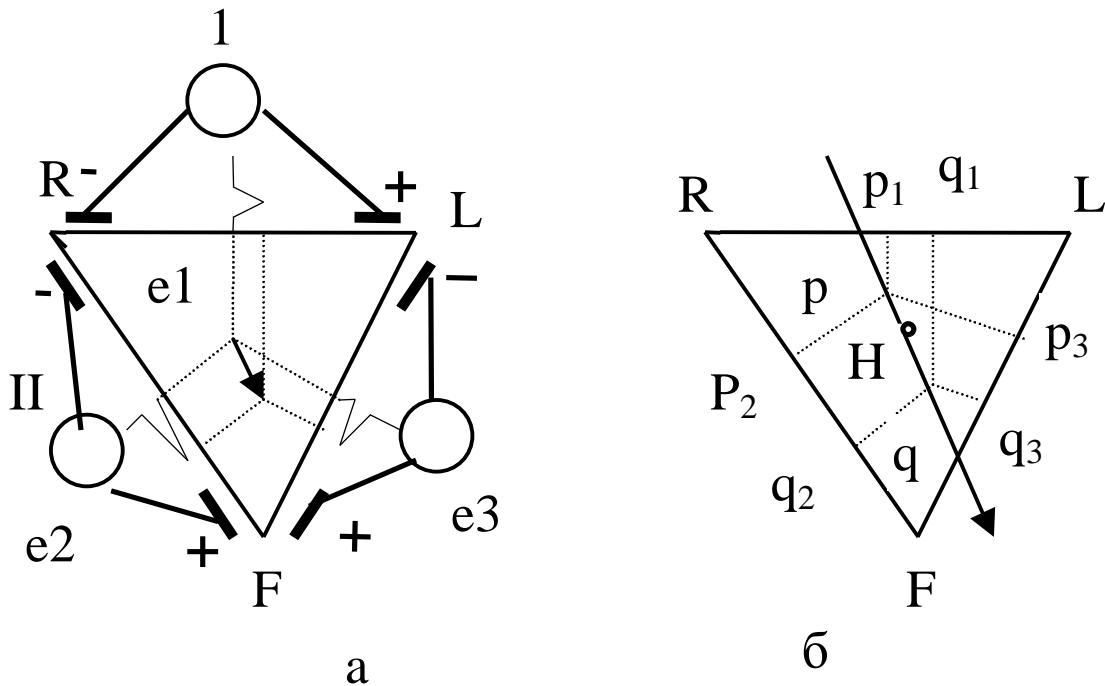


Рис. 3.10. Три классических отведения Эйнтховена (I, II, III)

Здесь **a** – положение электродов на теле (**R** – правая рука; **L** – левая рука, **F** – левая нога), полярность отведений и отношение между регистрируемыми потенциалами по отведениям (e_1, e_2, e_3) и сердечным вектором; $e_1 - e_2 + e_3 = 0$; $e_1 + e_3 = e_2$; $I + III = II$; **б** – равносторонний треугольник Эйнтховена, манифестирующий вектор pq и его проекции на стороны треугольника (p_1q_1, p_2q_2, p_3q_3); **H** – центр треугольника.

Кроме условия, относящегося к полярности отведений, для воспроизведения системы треугольника Эйнтховена были приняты еще три необходимых допущения:

- сердце расположено в центре гомогенной среды тела;
- сердце значительно отдалено и равноотстоит от трех точек, формирующих отведения, и рассматривается по отношению к ним как материальная точка;
- сопротивления на пути от сердца к каждой точке отведения равновелики.

Сформулированные Эйнтховеном условия и допущения позволяют рассматривать созданную им систему с геометрической точки зрения

(свойства равностороннего треугольника) и с точки зрения законов постоянного тока (замкнутый трехфазный контур) в качестве системы отведений, равноотстоящих от сердца как центрально расположенного точечного источника тока.

Это позволяет все множество разностей потенциалов, существующих в данный момент по разным направлениям объема мышечной массы сердца, представить в виде единой результирующей величины разности потенциалов, ориентирующейся в определенном пространственном направлении относительно своей исходной точки соответственно любому моменту возбуждения. Результирующая разность потенциалов каждого данного момента является также и средней геометрической из множества разнонаправленных путей, по которым воспроизводятся разности потенциалов. Впоследствии эта пространственная результирующая получила название среднего моментного вектора сердца.

Отражение на фронтальной плоскости тела через схему равностороннего треугольника пространственной результирующей рассматривается как её фронтальная проекция, которая применительно к основному моменту разности потенциалов была названа Эйнтховеном манифестирующей величиной разности потенциалов. Связь между ней и величиной отклонений каждого из трех отведений вытекает из отношения направления манифестирующей величины к направлению осей отведений и демонстрируется схемой эйнтховенского треугольника отведений.

На рис. 3.10,б стрелкой показано направление манифестирующей величины в момент максимального значения разности потенциалов. Если манифестирующий вектор \mathbf{E} имеет в данный момент абсолютное значение pq , то разности потенциалов в каждом из трех отведений ($\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3$) окажутся неодинаковыми по абсолютному значению ($p_1, q_1, p_2, q_2, p_3, q_3$), отражающему проекцию под разными углами одной и той же величины (манифестирующей) на оси отведений. Если известно, в каком направлении фронтальной плоскости регистрируется манифестирующая величина, т. е. угол между ней и, например, осью I отведения (угол α), то можно не только изобразить графически величины разности потенциалов в трех отведениях, но и определить их численное значение.

Последнее вытекает из свойств геометрических фигур, образующихся при данном построении:

1. Каждый угол равностороннего треугольника \mathbf{RLF} , сформированного из трех отведений, равен 60° .
2. Манифестирующая плоскость образует со своими тремя проекциями на стороны равностороннего треугольника \mathbf{RLF} три прямоугольных треугольника, в которых она является гипотенузой (специальные построения, не приведенные на рис. 3.10,б). Используя тригонометрические функции (значение $\cos\alpha$), по известному углу α и гипотенузе \mathbf{E} выводят значение разности потенциалов в каждом из трех отведений.

Для определения неизвестного угла α (или направления манифестирующей плоскости), когда известна разность потенциалов отдельных отведений (минимум двух), используют тангенциальные тригонометрические функции. Угол α рассматривается Эйнтховеном как положительный, если манифестирующая плоскость отклоняется от I отведения по часовой стрелке (вниз от I отведения), и как отрицательный при её перемещении против часовой стрелки (вверх от I отведения).

Показанная Эйнтховеном закономерность, согласно которой величина отклонений ЭКГ от изоэлектрической линии во II отведении равняется сумме одномоментных величин ЭКГ в I и III отведениях, вытекает из основных геометрических и физических свойств системы с учетом обратной полярности II отведения:

- проекция вектора на одну из сторон равностороннего треугольника равняется сумме его проекций на две другие стороны, или I и III отведения равняются II ($I + III - II = 0$);
- согласно второму закону Кирхгофа в замкнутом контуре сумма напряжений его отдельных ветвей равна нулю, или применительно к трехфазному контуру Эйнтховена $e_1 + e_3 - e_2 = 0$ ($e_1 + e_3 = e_2$).

Учитывая эти свойства системы ($e_1 + e_3 = e_2$), Н. Манн в 1920 г. с помощью геометрических построений показал соотношение между полярной системой Эйнтховена и прямоугольной системой координат, на основании которой возможно более простое построение манифестирующей плоскости с отведений Эйнтховена, так как ось x (горизонталь, абсцисса прямоугольных координат) соответствует значению I отведения e_1 , а ось y (вертикаль, ордината) выводится из значений II и III отведений и соответствует значению $(e_2 + e_3) / \sqrt{3}$.

Чтобы составить представление о манифестирующей разности потенциалов сердца по электрокардиографическим кривым, зарегистрированным в трех стандартных отведениях Эйнтховена, можно использовать два приема:

- манифестирующую величину выводят из значения минимум двух отведений, отнесенных к полярной системе координат Эйнтховена;
- манифестирующую величину выводят из значения трех стандартных отведений, отнесенных к прямоугольной системе координат.

Таким образом, концепция Эйнтховена о векторных свойствах электрического поля на поверхности тела есть основополагающий принцип для дальнейшей разработки теории электрического поля сердца с позиций представлений о едином сердечном диполе и обоснований принципов современной векторной электрокардиографии.

Векторная концепция электрокардиографии нашла свое дальнейшее развитие в исследованиях Бургера (1947 – 1948 гг.). Согласно его представлениям общий электрический эффект, возникающий при возбуждении сердца, является результатом электрической активности всех его мель-

чайших отделов. Степень участия этих отделов в формировании электрического поля сердца пропорциональна объему каждого из них и напряженности создающихся ими элементарных электрических полей. Поскольку каждое из множества элементарных полей занимает некоторый объем в данной среде, их суммарное поле тока также распространяется по всем направлениям проводящей среды и может рассматриваться в качестве векторной суммы сил всех элементарных электрических полей сердца. Такая векторная сумма может быть представлена в виде одной результирующей, имеющей значение единого сердечного вектора, который своей величиной и пространственной ориентацией отражает в каждый данный момент сердечного цикла комбинированный эффект множества электрических полей и определяет характер электрического поля на поверхности тела.

Как любая величина, характеризующаяся каким-либо направлением в пространстве, результирующий сердечный вектор \mathbf{H} находится тремя взаимно перпендикулярными пространственными компонентами, исходящими из его начальной точки (рис. 3.11). Применительно к оценке сердечного вектора в расчет принимаются три его компоненты, направление которых соответствует декартовой системе координат, поскольку с ней согласуются горизонтальная (\mathbf{x}), вертикальная (\mathbf{y}) и сагиттальная (\mathbf{z}) условные оси тела. На рис. 3.11 показано соотношение сердечного вектора $\mathbf{H}(\mathbf{x},\mathbf{y},\mathbf{z})$ и его трех взаимно перпендикулярных компонент, обозначаемых как компоненты \mathbf{x} , \mathbf{y} , \mathbf{z} .

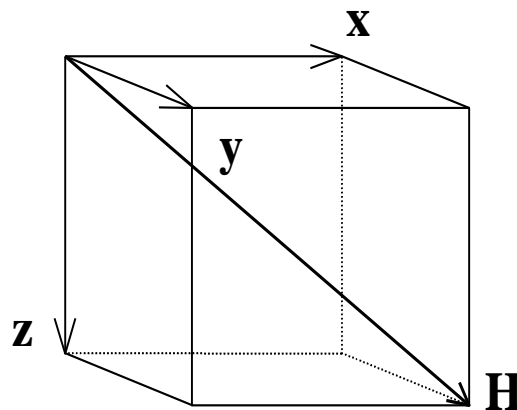


Рис. 3.11. Сердечный вектор \mathbf{H} и три его пространственных компоненты

Оси любого электрокардиографического отведения также имеют определенное отношение как к направлению пространственных координат, так и к направлению сердечного вектора и трех его компонент. При этом на разность потенциалов, фиксирующихся в каждом отведении, будут влиять величина и пространственная ориентация сердечного вектора $\mathbf{H}(\mathbf{x},\mathbf{y},\mathbf{z})$ и, следовательно, трех его компонент \mathbf{x} , \mathbf{y} , \mathbf{z} , а также физические свойства тела, существующие в направлении трех компонент сердечного вектора, – показателей \mathbf{a} , \mathbf{b} , \mathbf{c} (рис. 3.12).

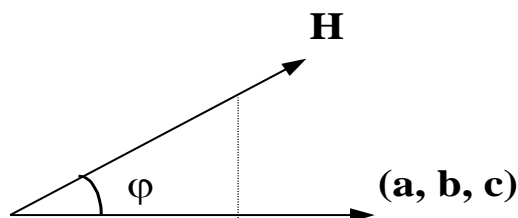


Рис. 3.12. Отношение между сердечным вектором **H** и вектором отведения **(a, b, c)**

Показатели **a, b, c** зависят, с одной стороны, от формы, размеров, электропроводности и некоторых других физических свойств тела, т.е. отражают скалярные характеристики среды, а с другой – от выбранных осей отведений, в направлении которых проявляется то или иное количественное значение этих физических свойств. Иначе говоря, значение каждого из показателей **a, b, c**, будучи постоянным для одного и того же отведения, изменяется в достаточно широких пределах в зависимости от направления отведений, т.е. оно может рассматриваться как векторная функция отведения.

Результат взаимодействия показателей **a, b, c** относительно оси каждого данного отведения называется вектором отведения **(a, b, c)**. Отношение между вектором отведения и сердечным вектором вытекает из геометрических построений (см. рис. 3.12) и определяется формулой, по которой разность потенциалов отведения равна произведению результирующего вектора на вектор отведения и косинус угла между ними: отведение = $(x, y, z) \cdot (a, b, c) \cdot \cos \varphi$ (формула Бургера). Согласно дипольной концепции формулу отведения Бургера рассматривают как произведение проекции сердечного диполя ($=x, e, z, \cos \alpha$) на длину вектора отведения (Е. Франк, 1956).

Представление о результирующем векторе как отражении моментного суммарного эффекта электрической деятельности сердца, вытекающее из концепции Бургера, и понятие о векторе отведения имеют большое значение в обосновании векторных принципов анализа в современной электрокардиографии. Результирующий вектор лежит в основе воспроизведения разности потенциалов на поверхность тела, вектор отведения модифицирует её в зависимости от положения электродов на теле, формула отведения показывает зависимость зарегистрированной величины разности потенциалов от этих двух факторов.

Подобно результирующему вектору его компоненты **x, y, z** также находятся в определенном отношении к вектору отведения. Каждое из отведений отражает одну из составляющих сердечного вектора тем полнее, чем меньше угол между данной компонентой и осью отведения. В случае, если одна из компонент параллельна оси отведения и, следовательно, две других перпендикулярны ей, то значение разности потенциалов этого отведения будет отражать величину параллельной ему компоненты, значение же двух других для этого отведения будут сводиться к нулю.

При условии физической однородности среды, находящейся между осью отведения и сердечным вектором, отведение отражает результирующий вектор или его компоненты достаточно адекватно в случае, если позиции двух электродов, формирующих ось отведения, находятся на равном расстоянии от сердца (от его «нулевого» или «электрического» центра), или тогда, когда значение потенциала под одним из регистрирующих электродов приближается к нулю (скорее, к величине, которой можно пренебречь). Поэтому позиция такого электрода может быть соотнесена с положением исходной нулевой точки сердечного вектора (специальные так называемые однополюсные отведения). Так как тело человека имеет сложную конфигурацию (сердце в нем расположено эксцентрично, а окружающая сердце среда является неоднородной), то физически обоснованный выбор позиции пары электродов для регистрации с поверхности тела ЭКГ, которая не искажала бы истинных характеристик результирующего вектора (и его составляющих), остается до последнего времени достаточно сложной проблемой векторной электрокардиографии.

3.4. Векторкардиография

Векторкардиография представляет собой метод пространственного динамического исследования электрического поля сердца в процессе кардиоцикла. В основе метода лежит принцип получения пространственной фигуры, являющейся графическим изображением изменений величины и направления электродвижущей силы в течение всего сердечного цикла. Известно, что при возбуждении мышцы сердца во все моменты сердечного цикла образуется значительное количество разнонаправленных моментных векторов, оценить каждый из которых нельзя. Это дало возможность интегрировать их и при анализе оперировать понятием результирующего вектора сердца, который является суммой элементарных векторов каждого момента электрической активности миокарда. В процессе возбуждения и восстановления сердечного цикла измеряют величину и направление результирующего вектора сердца, который описывает в пространстве из предполагаемого центра сердца кривую, названную векторкардиограммой (ВКГ). В векторкардиографии принята своя система координат, для перехода к которой от обычной декартовой системы координат следует учитывать, что $X = -x$, $Y = -z$, $Z = -y$ (рис. 3.13).

Три плоскости XZ , XY , и YZ , образованные этими осями координат, представляются как горизонтальная, фронтальная и сагиттальная плоскости соответственно. Существует два способа представления векторкардиограммы: скалярное и векторное.

Скалярное представление векторкардиограммы соответствует общепринятой стандартной электрокардиограмме в двенадцати отведениях – измеренные сигналы изображаются в виде кривых изменения потенциала во времени для каждого отведения. Основные элементы каждой кривой ВКГ также аналогичны элементам стандартной ЭКГ. На рис. 3.14

приведено упрощенное изображение скалярной ВКГ в одном отведении, содержащее все типичные элементы.

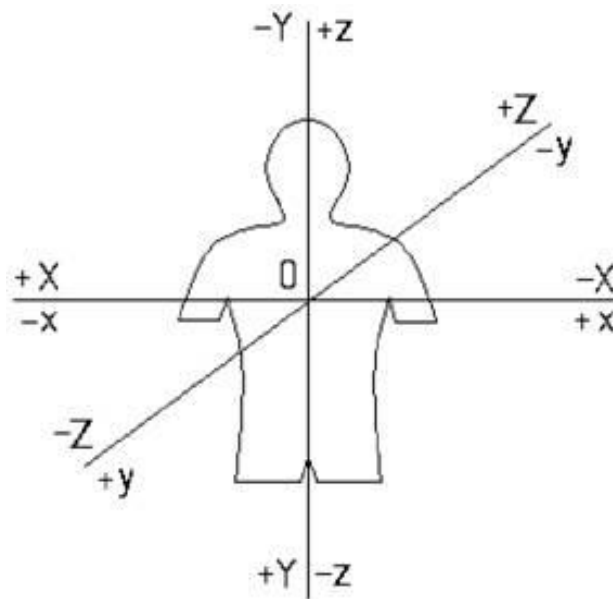


Рис. 3.13. Декартова система координат xyz и XYZ , используемая в векторном и топографическом анализе ВКГ

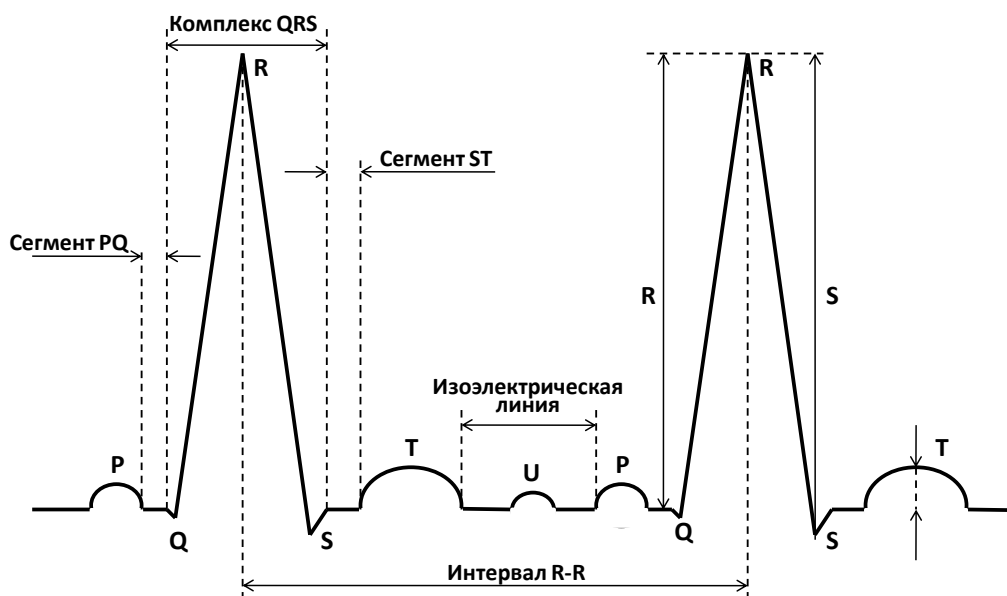


Рис. 3.14. Типичный кардиоцикл скалярной ортогональной электрокардиограммы в отведении X

Наибольшее по амплитуде и относительно быстрое отклонение, отражающее процесс деполяризации желудочков сердца, называют комплексом **QRS**. Комплекс **QRS**, или желудочковый комплекс, отражает деполяризацию желудочков. Длительность его от начала зубца **Q** до начала зубца **S** не превышает 0,1 с, и чаще всего она составляет 0,06 или 0,08 с. Измерение **QRS** производится в том отведении, где ширина его наибольшая. За комплексом **QRS** следует пологий или почти горизонтальный участок – сегмент **S-T**, соответствующий началу реполяризации желудочков,

который переходит в отклонение, соответствующее конечной быстрой реполяризации желудочков – зубец **T**. После зубца **T** в некоторых случаях удается зарегистрировать зубец **U**. Происхождение его до сих пор не совсем выяснено. Есть основание считать, что он связан с реполяризацией волокон проводящей системы. Он возникает через 0,04 с после зубца **T**. Перед комплексом **QRS** обычно появляется отклонение, которое имеет ровную округлую форму, характеризует процесс деполяризации предсердий и называется зубцом **P**. Горизонтальный участок кардиограммы между зубцом **T** (или **U**) одного из кардиоциклов и зубцом **P** последующего кардиоцикла обычно используется в качестве истинной изолинии, относительно которой можно измерять значения всех представляющих интерес отклонений. Основные измеряемые параметры скалярной ВКГ – это амплитуда и длительность каждого зубца, а также длительность некоторых характерных комплексов и участков, которые могут иметь несколько зубцов и промежутков между ними. Интервал **PQ** отражает время, необходимое для деполяризации предсердий и проведения импульса по атриовентрикулярному (**AB**) соединению. Его называют предсердно-желудочковым интервалом и измеряют от начала зубца **P** до начала желудочкового комплекса – зубца **Q** или зубца **R** при его отсутствии. В норме продолжительность интервала **P-Q** колеблется от 0,12 до 0,20 с и зависит от частоты сердечных сокращений, пола и возраста исследуемого. Увеличение интервала **P-Q** характеризуется как нарушение **AB**-проводимости.

Векторное представление векторкардиограммы. Векторкардиограмма как в норме, так и при патологии состоит из следующих элементов (рис. 3.15):

1. Изоэлектрическая (нулевая) точка.
2. Петля **P**, являющаяся отражением процессов возбуждения миокарда предсердий, на скалярной ЭКГ ей соответствует зубец **P**.
3. Петля **QRS**, являющаяся отражением возбуждения миокарда желудочков, на скалярной ЭКГ ей соответствует комплекс **QRS**:
 - начальное отклонение, совпадающее по времени с появлением зубца **Q** на скалярной ЭКГ;
 - тело петли, в котором принято различать нисходящую (центробежную) и восходящую (центростремительную) части;
 - конечное отклонение, соответствующее по времени появлению зубца **S** на скалярной ЭКГ.
4. Петля **T**, являющаяся отражением процесса восстановления (реполяризации) миокарда желудочков, на ЭКГ ей соответствует зубец **T**.

Интервалы **P-Q**, **S-T**, **T-P** на ВКГ не видны, так как в моменты, соответствующие отсутствию разности потенциалов, конец вектора сердца возвращается в нулевую точку.

При анализе ВКГ определяют плоскостные и пространственные показатели динамики электрического поля сердца человека. При анализе пло-

скостных показателей векторной петли рассматривают проекции петель на координатные плоскости.

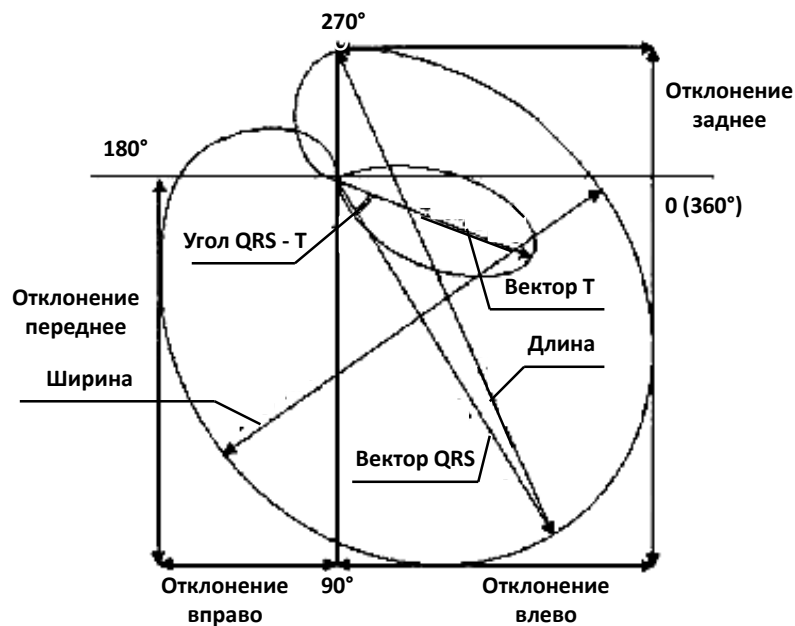


Рис. 3.15. Векторная петля на плоскости и ее основные параметры

При анализе векторной петли в каждой плоскости определяют:

- длину и ширину петли **QRS** и их соотношение;
- отклонения вперед, назад, влево и вправо и их отношения в вертикальной, горизонтальной и сагиттальной плоскостях;
- величину и направление максимального вектора петель **QRS** и **T**;
- величину и направление моментных векторов (обычно моментные векторы определяются через каждые 0,01 с);
- угол расхождения между направлением максимальных векторов **QRS** и **T** (\sphericalangle **QRS-T**);
- площади петель **QRS** и **T**;
- вектор полуплощади (вектор, который делит ВКГ-петлю на две части, равные по площади);
- время переднего и заднего отклонений петли **QRS** в горизонтальной и сагиттальной плоскостях, верхнего и нижнего отклонений во фронтальной плоскости;
- направление вращения петель **QRS** и **T** при формировании петель.

При анализе пространственных показателей ВКГ определяют:

- максимальный модуль вектора в каждом из восьми октантов векторкардиографической системы координат;
- интервалы времени пребывания вектора в определенных октантах;
- степень отклонения формы ВКГ-петли от плоскости;
- пространственную скорость конца вектора сердца и угловую скорость вектора;
- скорость изменения площади поверхности, ометаемой вектором;

- истинную площадь пространственной ВКГ-петли.
Векторкардиографическое исследование проводится по следующим показаниям:
- ранняя диагностика гипертрофии миокарда желудочков и предсердий;
- диагностика гипертрофии желудочка на фоне блокады правой ножки пучка Гиса;
- диагностика комбинированной гипертрофии желудочков;
- наличие полифазных комплексов **QRS** в правых грудных отведениях;
- инфаркты миокарда задней локализации;
- мало измененная или нетипично измененная ЭКГ при несомненном заболевании сердца;
- трудно интерпретируемые изменения предсердного и желудочкового комплексов ЭКГ.

Средние величины показателей ВКГ здоровых людей.

Одной из популярных форм представления данных ЭКГ является векторкардиограмма в трех ортогональных проекциях – фронтальной, левой сагиттальной и горизонтальной (**F**, **SI** и **H**), построенная по ортогональным или квазиортогональным (**I**, **aVF** и **-V₂**) ЭКГ-отведениям.

В табл. 3.3 и 3.4 приведены показатели ВКГ 100 здоровых людей, полученные Франком.

Таблица 3.3

Плоскостные показатели ВКГ			
Наименование значений	Горизонтальная плоскость	Фронтальная плоскость	Сагиттальная плоскость
Максимальный вектор петли QRS, мВ	1,12 ± 0,21	1,18 ± 0,15	1,16 ± 0,12
Направление вектора петли QRS, град.	335 ± 30	42,3 ± 7,2	5,35 ± 22,3
Максимальный вектор петли Т, мВ	0,58 ± 0,18	0,46 ± 0,11	0,52 ± 0,12
Направление вектора петли Т, град.	52 ± 12,5	36,2 ± 10,1	146,3 ± 30,2
Моментные векторы, град.	Горизонтальная плоскость	Фронтальная плоскость	Сагиттальная плоскость
0,01с	120 ± 41	152 ± 72	192 ± 50
0,02с	54 ± 25	40 ± 53	150 ± 38
0,03с	12 ± 12	36 ± 12	146 ± 22
0,04с	355 ± 20	46 ± 18	92 ± 16

Таблица 3. 4

Пространственные показатели ВКГ	
Наименование значений	Величины
Максимальный пространственный вектор петли QRS, мВ	1,42 ± 0,25
Максимальный пространственный вектор петли Т, мВ	0,58 ± 0,22
Пространственный угол QRS-Т, град.	68,7 ± 24,6
Азимут, град.	392,4 ± 35,3
Угол подъема, град.	50,4 ± 16,2

3.5. Структура современного электрокардиографа

Приведенные выше физиологическая модель электрической активности сердца и данные о принятых в электрокардиографии системах отведений являются объективной предпосылкой для проектирования электрокардиографов.

Необходимо отметить, что в современной электрокардиографии считается обязательной одновременная синхронная регистрация сигналов ЭКГ в 12 отведениях: трех основных (I, II и III), трех усиленных (aVR, aVL и aVF) и шести грудных (V₁ – V₆). Только при этом условии возможен полноценный морфологический анализ кардиограммы и формирование электрокардиографического заключения.

При проектировании полного двенадцатиканального цифрового усилителя ЭКГ всегда принимают во внимание тот факт, что сигналы основных отведений линейно связаны друг с другом (I + III = II). Это означает, что достаточно физически зарегистрировать сигналы I и II отведений, а сигнал III отведения синтезировать путем простых расчетов и отобразить для просмотра, анализа и печати.

Аналогичным образом поступают и с сигналами усиленных отведений, поскольку они линейно связаны с сигналами I и II отведений. Следует напомнить, что

$$aVF = (II + III) / 2; aVR = (I + II) / 2; aVL = (I - III) / 2.$$

Таким образом, в полном цифровом двенадцатиканальном кардиографе необходимо и достаточно использовать восьмиканальный усилитель ЭКГ-сигналов: два основных (I и II) и шесть грудных (V₁ – V₆) каналов.

На рис. 3.16 представлена структурная схема цифрового двенадцатиканального кардиографа. Он имеет восемь каналов усиления (У₁ – У₈), их входы с помощью кабеля отведений и кардиографических электродов подключаются к соответствующим точкам на торсе пациента. К усилителям предъявляются высокие требования. Они должны иметь большое входное сопротивление (≥ 100 МОм), малый ток утечки (≤ 100 нА), большое подавление сетевой синфазной помехи (≥ 100 дБ), усиливать сигналы в диапазоне 0,05 ... 150 Гц, иметь малый уровень шума и пр. Вопрос о

технических требованиях к усилителю ЭКГ выходит за рамки данного рассмотрения и требует отдельного изучения.

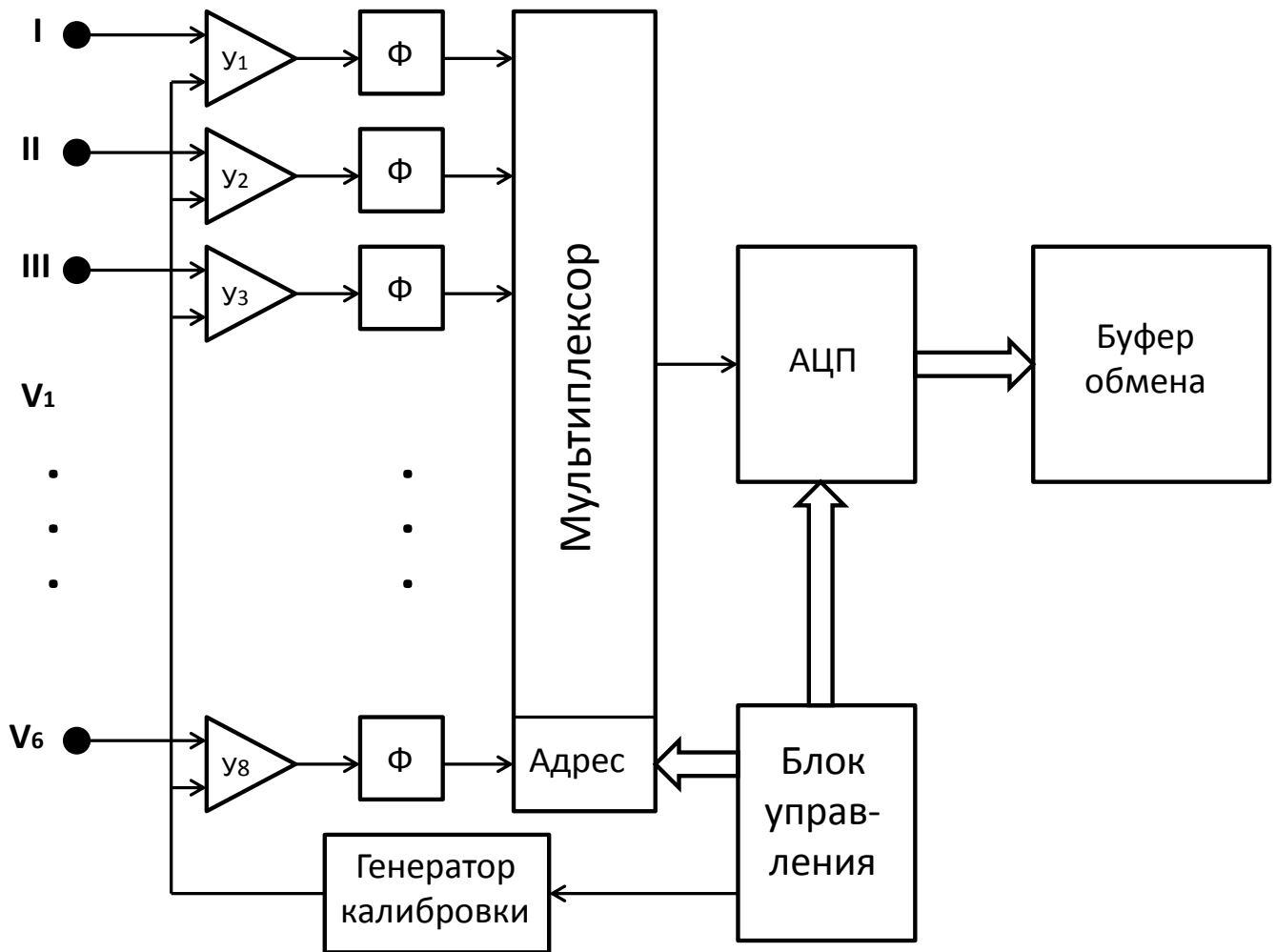


Рис. 3.16. Структурная схема двенадцатиканального кардиографа

Далее усиленные сигналы ЭКГ подвергаются фильтрации системой НЧ-фильтров (постоянная времени 1, 3, 5, 10 с) и ВЧ-фильтров (70, 35 Гц) и поступают на входы мультиплексора. Блок управления формирует команды на переключение адресной шины мультиплексора, который обеспечивает последовательное подключение выходов каждого канала усиления к аналого-цифровому преобразователю (АЦП).

Аналого-цифровое преобразование сигнала ЭКГ производится с частотой 500 ... 1000 Гц. АЦП обычно имеет 16 разрядов. Данные поступают в буфер обмена и передаются в компьютер через порт USB.

Примером реализации компьютерного кардиографа является ЭКГ-усилитель КАРДИОЛАБ (рис. 3.17). Система была разработана и произведена научно-техническим центром медицинских приборов и технологий «ХАИ-МЕДИКА» Национального аэрокосмического университета им. Н.Е. Жуковского «ХАИ».



Рис. 3.17. Цифровой усилитель ЭКГ компьютерной кардиографической системы КАРДИОЛАБ

В системе используются усилители ЭКГ-сигналов со следующими медико-техническими характеристиками:

- число каналов ЭКГ – 12 (отведения I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1...V6);
- чувствительность – от 1 до 5 мВ/дел.;
- диапазон регистрируемых сигналов – 0,005 ... 8 мВ;
- входной ток утечки – ≤ 100 нА;
- входное сопротивление – ≥ 100 МОм;
- подавление синфазной помехи – ≥ 120 дБ;
- полоса пропускания усилителя ЭКГ – (-3 дБ) 0,05 ... 150 Гц;
- полоса пропускания усилителя ФКГ – 10...1000 Гц
- взаимное проникновение каналов – 40 дБ;
- НЧ-фильтры – 1, 3, 5, 10 с (постоянная времени);
- ВЧ-фильтры – 70, 35 Гц (-3 дБ);
- уровень шума – 2 мкВ действующего значения при замкнутом входе;
- встроенная калибровка – 1 мВ, $T_{и} = 0,1$ с, $T_{п} = 1$ с;
- включение калибровки, переключение постоянных времени НЧ- и ВЧ-фильтров – программное;
- сопротивление электродов – от 0 до 100 кОм;
- напряжение поляризации электродов – 300 мВ;
- защитная изоляция – полная оптическая развязка, тип ВФ;
- защита от импульсов дефибрилляции;

- аналого-цифровой преобразователь ЭКГ – 16 разрядов;
- аналого-цифровой преобразователь ФКГ – 20 разрядов;
- частота дискретизации ЭКГ внутренняя – 8000 Гц (0,02 %);
- частота дискретизации сохраняемого сигнала ЭКГ – 1000 Гц;
- частота дискретизации сигнала ФКГ – 32 кГц;
- тип интерфейса – последовательный;
- скорость передачи данных – 768 кбит/с;
- питание – +5 В, USB;
- потребляемая мощность – 1 ВА;
- габаритные размеры – не более 200x150x25 мм;
- вес – 0,8 кг.

Программа универсального кардиографа КАРДИОЛАБ включает в себя минимальный набор необходимых функций: ведение архива пациентов, регистрацию и анализ стандартной ЭКГ длительностью от 10 с до 1 мин, компьютерную интерпретацию ЭКГ с выдачей синдромального заключения и возможностью его ручного дополнения и редактирования, векторный анализ ЭКГ и различные формы печати ЭКГ и отчетов.

3.6. Кардиографические электроды и кабели отведений

Высококачественная регистрация электрокардиографических сигналов (ЭКС) с минимальным уровнем шумов и отсутствием артефактов, как правило, гарантирует хорошее качество анализа записи и формирование правильного ЭКГ-заключения. Особенно актуальной эта проблема становится при проведении кардиомониторных записей и амбулаторного (холтеровского) мониторирования. В этих ситуациях требования к качеству электродов и кабелей отведений существенно возрастают.

Рассмотрим методы применения ЭКГ-электродов и кабелей отведений в кардиографической практике, примеры их конструктивного исполнения и особенности эксплуатации.

Все устройства для съема медицинской информации подразделяются на две группы: электроды и датчики (преобразователи).

Электроды используются как устройства для съема электрического сигнала, реально существующего в организме, а датчики – как устройства, реагирующие своим чувствительным элементом на воздействие измеряемой величины, а также осуществляющие преобразование этого воздействия в форму, удобную для последующей обработки. Электроды для съема биопотенциалов сердца принято называть электрокардиографическими (электроды ЭКГ). Они обеспечивают контакт с поверхностью тела и, таким образом, замыкают электрическую цепь между генератором биопотенциалов и устройством измерения.

Еще раз отметим, что при анализе электрокардиографического сигнала (ЭКС) предъявляются жесткие требования к устройствам для съема информации – электродам ЭКГ. От их качества зависит достоверность ре-

зультатов анализа и, следовательно, степень сложности средств, применяемых для обнаружения сигнала на фоне помех. Низкое качество съема ЭКС практически не может быть скомпенсировано никакими техническими решениями. Как показала практика, обычные пластинчатые электроды ЭКГ, широко используемые в электрокардиографии, не удовлетворяют предъявляемым к ним требованиям при длительном непрерывном контроле ЭКС из-за большого уровня помех при съеме.

В общем случае структуру участка контакта электрода с кожей представим в виде, изображенном на рис. 3.18. Металлический электрод и электролит образуют электрохимический элемент. Химические реакции, протекающие между металлом и электролитом, влияют на функционирование электродов ЭКГ.



Рис. 3.18. Структура участка контакта электрода с кожей

К преобразователям биоэлектрических сигналов, в данном случае к электродам ЭКГ, предъявляются следующие требования:

- высокая точность воспроизведения формы сигнала (минимальные потери полезного сигнала на переходе "электрод–кожа" и сохранение частотной характеристики сигнала);
- идентичность электрических и конструктивных параметров (взаимозаменяемость, возможность компенсации электрических параметров);
- постоянство во времени функций преобразования (стабильность электрических параметров);
- низкий уровень шумов (обеспечение необходимого соотношения "сигнал–шум");
- малое влияние характеристик электродов на измерительное устройство.

Исследования электрических и физических процессов, происходящих в элементе съема, позволили выделить следующие факторы, влияющие на искажения ЭКС:

- кожно-электродный импеданс;
- электродные потенциалы (контактные и поляризованные).

Частотная характеристика ЭКС лежит в области низких частот 0,05 ... 800 Гц. На низких частотах переходное сопротивление кожа-электрод можно считать активным, его значение находится в пределах от нескольких десятков килоом до единиц мегаом. Хотя современные усилители на полевых транзисторах имеют входное сопротивление гораздо большее 10 МОм, потери будут большими, поэтому нужно принимать меры для уменьшения межэлектродного сопротивления.

При увеличении площади электрода переходное сопротивление кожа-электрод уменьшается, но при этом увеличиваются помехи от биопотенциалов работающих мышц.

Кроме того, появляется погрешность ЭКС (его формы) от неточности наложения электродов на выбранную точку тела. Для уменьшения сопротивления кожа-электрод места установки электродов должны быть обезжирены смесью, состоящей из спирта и эфира. После этого между электродом и кожей помещают слой специальной проводящей пасты, которая представляет собой электролит, диффундирующий в поры кожи и заполняющий свободные места под электродом при его неполном прилегании к коже. Паста сохраняет хорошую проводимость длительное время. Конструкция электрода должна препятствовать растеканию пасты за площадь электрода. Растекание пасты увеличивает площадь электродов, что приводит к возрастанию помех.

Разброс и нестабильность переходного сопротивления кожа-электрод вызывают разбаланс входных цепей усилителя ЭКС и появление помех, источником которых является сопротивление – электрическое поле сети, наведенное на объект ее проводкой.

При контакте металла с электролитом образуется электрохимический элемент, который вырабатывает разность потенциалов между электродом и тканью тела – потенциал покоя, составляющий обычно 0,3 ... 1 В.

Поскольку съём ЭКС осуществляется с помощью пары электродов, то при идентичных электродах разность потенциалов между ними могла бы быть скомпенсирована, но практически достигнуть полной компенсации не удается. Оставшаяся разность потенциалов между ними может достигать 0,1 ... 0,4 В и изменять свое значение во времени. Потенциал покоя превышает полезный сигнал в сотни раз. При движении пациента происходит смещение электродов, двойной электрический слой у поверхности раздела фаз с электронной и ионной проводимостью мгновенно разрушается, создавая скачки электродного потенциала, находящиеся в полосе ЭКС. Скачки потенциала являются причиной помех (артефактов), часто вызывающих ошибки в диагностике аритмий. Другим источником помех являются потенциалы поляризации, возникающие при протекании даже незначительного тока через границу раздела двух фаз.

При обычном электрокардиографическом исследовании, которое ведется в покое и длится несколько минут, а расшифровка ЭКГ производится кардиологом, помех при съеме ЭКГ можно избежать.

При длительном мониторинге ЭКГ невозможно исключить двигательную активность пациента (особенно при холтеровском мониторинге). Применение качественных электродов и правильное их наложение позволяют существенно уменьшить количество шумов и артефактов.

Задача качественного съема ЭКГ при длительном контроле решается по нескольким направлениям:

- поиск материалов для электродов с малой разностью потенциалов системы «электрод – проводящая паста-электрод»;
- разработка составов проводящих паст, уменьшающих электродные потенциалы и сохраняющих свои свойства длительное время;
- совершенствование конструкций электродов и методов их крепления на теле пациента.

Было предложено много различных типов электродов ЭКГ, различающихся принципом передачи сигнала (металлические, емкостные, резистивно-емкостные, резистивные), уровнем напряжения поляризации (неполяризующиеся, слабополяризующиеся), конструкцией (плавающие, гибкие, чашечные, игольчатые) и возможностью повторного использования (одноразовые и многоразовые).

Исследования различных материалов для электродов показали, что наименьшей поляризацией обладают хлорсеребряные электроды, состоящие из серебра и хлорида серебра. Такое соединение получают электролитическим путем, а в качестве электролита в проводящей пасте используют ионы хлорида. Хлорсеребряные электроды получили наибольшее распространение, их выпускают одноразового и многоразового применения (рис. 3.19).

Одноразовые электроды предпочтительнее, так как они всегда готовы к применению и имеют большую клеящую поверхность, исключая смещение электрода. Разность потенциалов двух электродов системы «электрод – паста – электрод» не превышает 3 ... 5 мВ, межэлектродное сопротивление – 500 Ом, скорость изменения разности потенциалов – 2 мкВ/с, время готовности 1 – 2 мин, напряжение шума электродов – не более 30 мкВ. Чтобы предотвратить повреждения кожных покровов при длительном мониторинге, желательно каждые сутки переклеивать электроды на соседние участки тела.



Рис. 3.19. Электрод для кардиомониторирования

Приведем примеры конструктивного исполнения электродов, предназначенных для проведения различных кардиографических тестов.

Многоразовые ЭКГ-электроды. На рис. 3.20 показан комплект электродов для конечностей (электроды-зажимы), обычно используемых для регистрации ЭКГ в состоянии покоя в основных отведениях. Обычно их называют электродами-прищепками. На рабочую поверхность электрода наносится покрытие типа «серебро – хлорид серебра» (Ag/AgCl). При наложении электрода на конечность необходимо смазать кожу в области наложения рабочей поверхности электрода специальным ЭКГ-гелем или смочить физиологическим раствором. Рабочую поверхность электрода всегда накладывают на мягкую (мышечную) поверхность рук и ног.



Рис. 3.20. Комплект электродов-прищепок

Отметим, что электроды-прищепки имеют стандартную расцветку и накладываются на конечности по такому стандарту:

- красный – правая рука;
- желтый – левая рука;
- зеленый – левая нога;
- черный – правая нога.

Многоразовый грудной присасывающийся электрод для ЭКГ (электрод-присоска диаметром 20 мм с винтом и зажимом) предназначен для снятия электрокардиограммы в грудных отведениях у пациентов на кардиографах любых типов при регистрации ЭКГ в состоянии покоя (рис. 3.21). Обычно их называют электродами-грушами. Контакт с телом обеспечивается путем создания вакуума в месте наложения. Для этого сначала резиновую камеру сжимают пальцами, а затем отпускают. Обыч-

но в месте наложения электрода кожу смачивают физиологическим раствором.



Рис. 3.21. Электрод-присоска

Одноразовые электроды ЭКГ. В электродах для кратковременного и среднепродолжительного наблюдения используется подложка (основа) из вспененного полиэтилена (код **F** в названии), обеспечивающая непроницаемость поля контакта для других жидкостей и отсутствие влагообмена (кожа под электродом не может дышать). Код **FS** – усиленный клеевой слой для суточного холтеровского мониторирования и нагрузочных проб. В электродах для длительного наблюдения с обеспечением комфорта для активных пациентов применяется подложка из микропористой ленты (код **T**) или нетканого материала (код **W**).

Основными компонентами геля являются вода и хлорид калия. Для кратковременного наблюдения применяется гель с высокой степенью текучести (aqua-wet), которой пропитывается микропористая губка из поролон. Для длительного наблюдения применяется желеобразный гель (aqua-set). Во избежание высыхания геля на оставшихся неиспользованными электродах следует загибать вскрытую сторону упаковки два раза.

В настоящее время многими производителями выпускается большое количество одноразовых электродов как для кратковременного, так и для длительного мониторирования. В качестве примера на рис. 3.22 показан разовый электрод Skintact F55 (производство Италии). Основа – непроницаемый для жидкости полиэтиленовый пенопласт, диаметр – 55 мм. Используется для непродолжительного мониторирования (до нескольких часов).



Рис. 3.22. Одноразовый электрод Skintact F55

Кабели отведений. Все электрокардиографы в зависимости от их возможностей можно классифицировать по количеству каналов регистрации ЭКГ: на одно-, трех-, шести- и двенадцатиканальные. В соответствии с этим определяется конструкция кабеля для используемого электрокардиографа. Как правило, кабели отведений съемные. Они подключаются к кардиографам через стандартные разъемы.

Технические требования к электрокардиографам и кабелям отведений определяются действующими отечественными и зарубежными стандартами. В настоящее время к электрокардиографам непосредственно применяются международные стандарты: IEC 60601-1:1988, IEC 60601-2-25:1993. Первый из указанных стандартов содержит общие требования к электробезопасности медицинских приборов, второй – требования по электробезопасности собственно электрокардиографов.

В современных электрокардиографах, в соответствии с требованиями вышеуказанных стандартов, кабели отведений часто имеют элементы электронной схемы электрокардиографической системы. Во многих электрокардиографических аппаратах в кабеле отведений располагается элемент защиты прибора от разряда дефибриллятора в виде объемных резисторов, т.е. сопротивлений, которые мешают току электрического заряда. При отсутствии резисторов не только нарушается защита прибора и пациента, но и заметно снижается эффективность дефибрилляции. При нарушении целостности кабеля нельзя просто произвести пайку мест разрыва. Неквалифицированный ремонт может привести к нарушению работы дефибриллятора в виде неэффективной дефибрилляции либо вызвать ожоги кожи пациента при разряде дефибриллятора. Если рассмотреть в процентном соотношении частоту различных поломок электрокардиографа, то 80 % случаев поломки аппаратуры при съемке ЭКГ бывают связаны с поломкой кабеля отведений в результате его небрежной эксплуатации, 15 % – с поломкой электрических схем прибора при нарушении правил эксплуатации и лишь 5 % поломок связаны с чисто техническими проблемами. По устройству кабель отведений обычно выполняют в виде единого экранированного многожильного кабеля, который в месте разветвления на отдельные экранированные провода имеет так называемую коробку пациента, т.е. блок, от которого провода идут непосредственно к электродам. Полная длина кабеля отведений должна составлять не менее 2,5 м. Увеличение длины кабеля может привести к дополнительным помехам при регистрации ЭКГ. Для удобства работы медицинского персонала существует определенная цветовая кодировка проводов отведений: отведения от конечностей – красный, желтый, зеленый, черный; грудные отведения – красный, желтый, зеленый, синий, фиолетовый, коричневый.

На рис. 3.23 показан стандартный кабель отведений для двенадцатиканального электрокардиографа. Он имеет коробку пациента и подключается к регистратору через стандартный пятнадцатиштырьковый плоский разъем. Каждый провод пациента заканчивается цветным штеке-

ром \varnothing 4 мм. Эти штекеры вставляют в крепежные отверстия электродов ЭКГ (прищепок и груш) и надежно фиксируют с помощью винта-зажима.



Рис. 3.23. Кабель отведений для двенадцатиканального кардиографа

В некоторых ситуациях, когда вместо стандартных электродов (груш и прищепок) необходимо использовать разовые самоклеящиеся электроды (например, при проведении эргометрических тестов под контролем ЭКГ), пользуются переходниками «палец–кнопка». Переходники поставляются в комплекте и имеют стандартную кардиографическую расцветку. Конструкция переходника показана на рис. 3.24.



Рис. 3.24. Переходник «палец кабеля отведений – кнопка»

Обычно в комплекте поставки кардиографического оборудования производители дают пользователю комплект хлорсеребряных электродов ЭКГ подкладного типа и набор резиновых перфорированных лент для фиксации этих электродов на конечностях, а также перфорированный резиновый пояс для фиксации электродов в грудных отведениях. Эти кардиографические аксессуары показаны на рис. 3.25.



Рис. 3.25. Комплект подкладных электродов и резиновые фиксаторы к ним

На рис. 3.26 показана конструкция кабеля отведений для трехканального портативного кардиографа или регистратора холтеровского монитора со стандартным круглым разъёмом для подключения к регистратору. Провода пациента заканчиваются наконечниками «под кнопку». Такой кабель предназначен для работы с одноразовыми самоклеящимися электродами.



Рис. 3.26. Кабель отведений для трехканального кардиорегистратора с наконечниками «под кнопку»

В некоторых регистраторах холтеровского мониторинга для отведений используют отдельные провода «под кнопку», которые подключаются к прибору с помощью штекеров. Комплект таких проводов показан на рис. 3.27.



Рис. 3.27. Комплект проводов с наконечниками «под кнопку» для холтеровского мониторинга

Считаем, что приведенных примеров достаточно для полного представления о свойствах, особенностях использования и конструкции электродов ЭКГ и кабелей отведений. Однако варианты технических решений в этой области далеко не исчерпаны, а работы по совершенствованию технологии съёма кардиосигналов продолжаются.


3.7. Регистрация электрокардиограммы

Приведем пример регистрации ЭКГ в компьютерной кардиографической системе КАРДИОЛАБ. Система была разработана и произведена научно-техническим центром медицинских приборов и технологий «ХАИ-МЕДИКА» Национального аэрокосмического университета им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», прошла технические и медицинские испытания и сертифицирована для использования в Украине, России и ряде других стран СНГ. Опыт практического использования системы в клинической практике многих лечебных учреждений показал её высокое качество и удобство в эксплуатации. В дальнейшем компьютерную регистрацию, анализ и интерпретации кардиографической информации будут приведены с использованием системы КАРДИОЛАБ.

Стандартное электрокардиографическое исследование, или, как его еще называют, электрокардиография покоя, является наиболее массовым из выполняемых в лечебных учреждениях. Поскольку для регистрации электрокардиограмм, как правило, привлекается средний медицинский

персонал, а сама запись должна производиться очень оперативно, работа с системой в этом режиме должна быть простой, понятной, требующей минимального числа операций.

Внешний вид окна режима **Запись ЭКГ** приведен на рис. 3.28. В рабочем поле окна в реальном масштабе времени отображается снимаемая с него электрокардиограмма. Система отведений и масштаб по скорости и амплитуде определяются исходными настройками системы и могут изменяться пользователем по его усмотрению. Параметры записи ЭКГ (ФИО и возраст пациента, дата и время проведения записи, система отведений и масштабы отображения ЭКГ) приведены в статусной строке в нижней части рабочего поля. В правом верхнем углу экрана отображается текущее значение **ЧСС**. Все **QRS**-комплексы на регистрируемой ЭКГ отмечаются метками **R**-пиков. В правой части экрана рядом с названием отведения отображается контрольный милливольт в выбранном масштабе.

Выбранное для сохранения в виде строки ритма и обнаружения **R**-пиков ЭКГ-отведение отмечается стрелкой  рядом с названием отведения. Обычно это отведение **II**, но можно выбрать и другое, с большей амплитудой **R**-пиков.

В нижнем левом углу окна **Запись ЭКГ** изображена цветная полоска (состояние буфера накопления данных), указывающая на готовность к сохранению ЭКГ. До тех пор, пока буфер не заполнится (пока цвет полоски не изменится с красного на зеленый), нельзя сохранить запись (кнопка **Запись** заблокирована). Размер буфера (длительность ЭКГ-покоя) задается в настройках программы и может быть 10 ... 60 с.

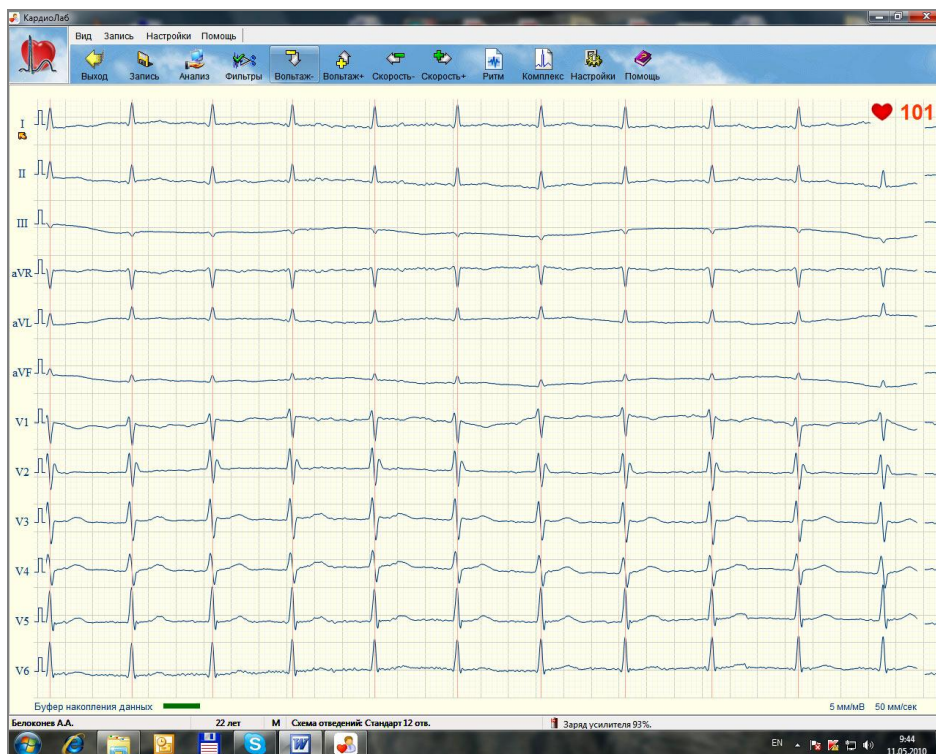


Рис. 3.28. Окно записи ЭКГ

Управление регистрацией ЭКГ, выбор формы и параметров отображения ЭКГ, включение/выключение фильтров, печать ЭКГ, переход в другие рабочие окна системы производится с использованием кнопок на инструментальной панели окна **Запись ЭКГ**.

3.8. ВКГ-представление кардиокомплекса

В системе КАРДИОЛАБ предусмотрена возможность построения и анализа векторкардиограмм как в трех ортогональных проекциях, так и в трехмерном виде с возможностью произвольного поворота плоскостей проекций.

Формирование ВКГ в системе производится либо по ортогональным (по Франку) отведениям ЭКГ, если электрокардиограмма регистрировалась в этих отведениях, либо, если запись проводилась в 12 общепринятых отведениях, с использованием матрицы перехода и пересчета двенадцатиканальной ЭКГ в три ортогональных отведения **X**, **Y** и **Z**, как это принято делать в большинстве зарубежных компьютерных систем. Достоверность подобной операции доказана, при этом коэффициент корреляции истинных ортогональных отведений и полученных путем пересчета из двенадцатиканальной ЭКГ составляет не менее 0,95.

Окно векторного анализа ЭКГ приведено на рис. 3.29. В правой части окна ВКГ отображается электрокардиограмма в трех ортогональных отведениях **X**, **Y** и **Z**, полученная путем преобразования Довера из стандартной двенадцатиканальной электрокардиограммы.

В центральной части окна находятся три проекции ВКГ на ортогональные плоскости Frontal, Horizontal и Sagital с измеренными значениями углов электрической оси сердца в соответствующих плоскостях. Векторные петли для различных участков ЭКГ (**P**, **QRS** и **ST-T**) отображаются разными цветами.

В правой нижней части окна приведена таблица основных параметров векторкардиограммы в различных плоскостях, в том числе: величина и направление максимального вектора петель **P**, **QRS** и **T**; вектор площади; углы вектора для моментов времени **Q+20**, **Q+40** и **Q+60** мс; угол расхождения между направлением максимальных векторов **QRS** и **T**; площади петель **QRS** и **T** и т.д.

Наконец, в правой нижней части экрана расположено окно **Редактор заключения**, позволяющее врачу сформировать краткое описание результата анализа ВКГ и в дальнейшем включить его в отчет о проведенном ЭКГ-исследовании.

Графические возможности современных персональных компьютеров позволяют реализовать очень наглядное трехмерное представление векторной петли с возможностью рассмотреть ее под любым ракурсом, а не только в трех ортогональных проекциях (рис. 3.30). Трехмерное (**3D**, объемное) отображение позволяет оценить степень кривизны и неплоскостности векторной петли, особенно на начальном и конечном ее уча-

стках, величину пространственного угла **QRS-T**, который невозможно определить по его проекциям и который имеет очень важное диагностическое значение.

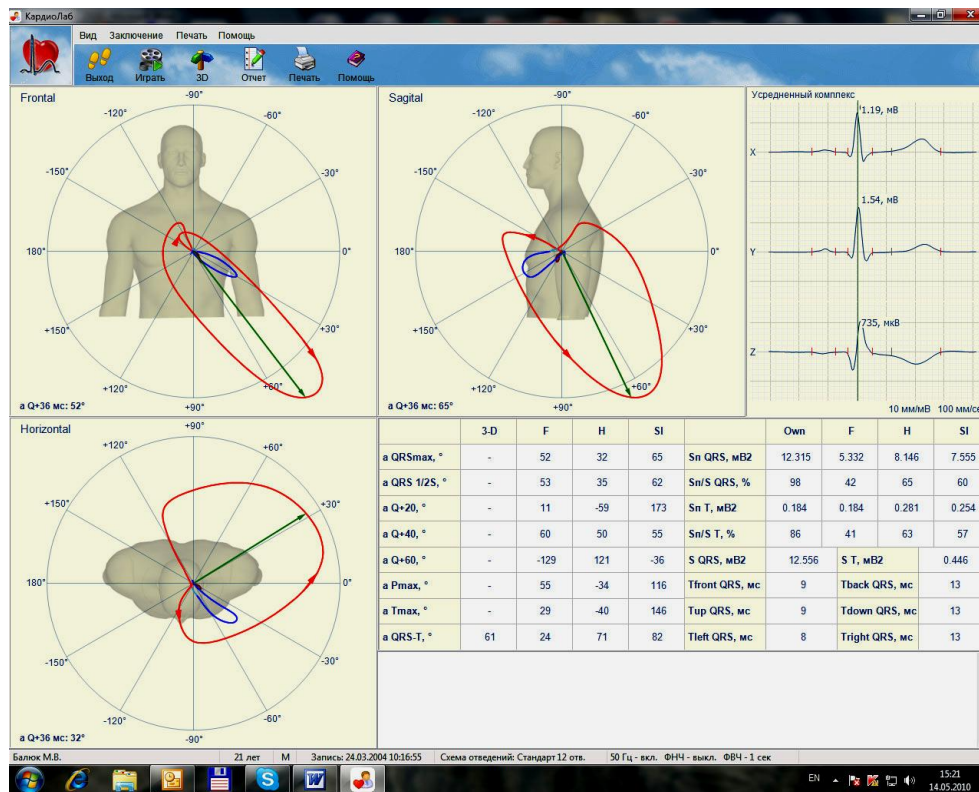


Рис. 3.29. Проекции ВКГ на фронтальную (F), сагиттальную (S) и горизонтальную (H) плоскости

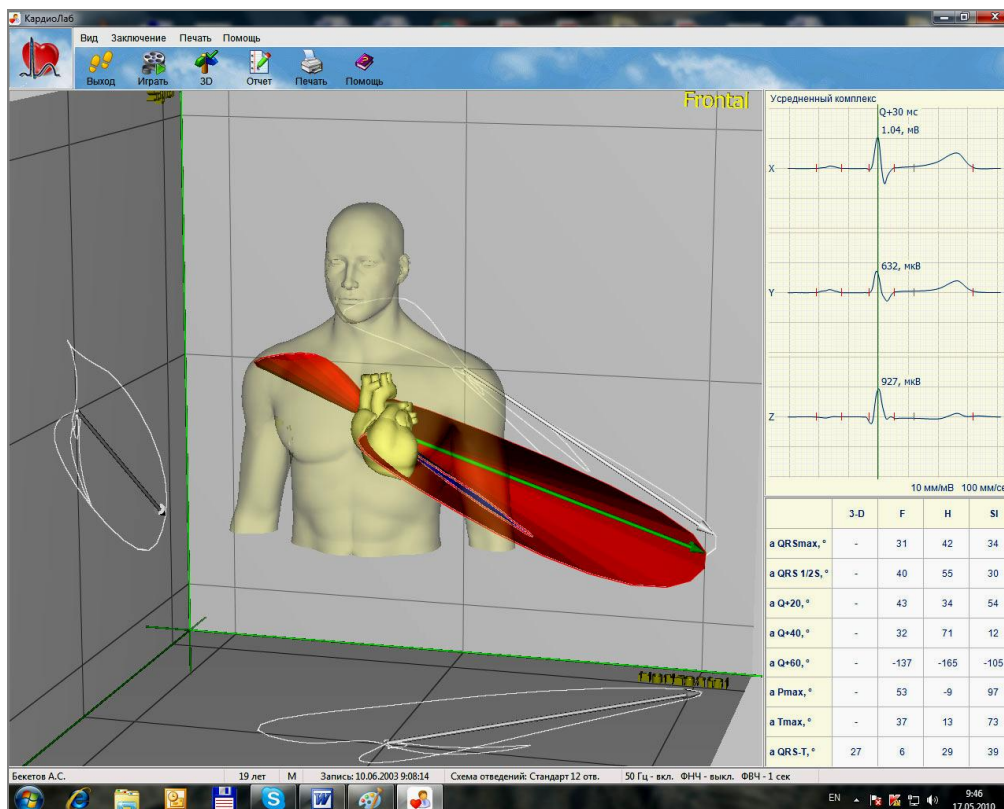


Рис. 3.30. Трехмерная векторкардиограмма

4. ЭТАПЫ АНАЛИЗА И ИНТЕРПРЕТАЦИЯ ЭКГ

Заключительным и наиболее ответственным этапом кардиографического тестирования пациента в состоянии покоя является анализ зарегистрированной ЭКГ и формирование электрокардиографического заключения. В клинической практике в настоящее время используют два основных типа кардиографов – кардиографы, обеспечивающие только режим записи и печати ЭКГ, а также интерпретирующие кардиографы, позволяющие провести автоматический анализ ЭКГ и сформировать ЭКГ-заключение. Заметим, что автоматический анализ и интерпретация возможны только при условии синхронной регистрации кардиограммы в 12 отведениях.

Высококачественная регистрация электрокардиографических сигналов без помех и артефактов, а также результаты правильной разметки и расчета параметров анализируемого кардиокомплекса являются объективной предпосылкой для правильной интерпретации результатов электрокардиографического обследования пациента и постановки диагноза. Это касается и компьютерной интерпретации, и непосредственно врачебного анализа.

Следует отметить, что основная сложность задачи связана в первую очередь с большой изменчивостью формы кардиосигналов как у здоровых людей, так и у пациентов с различными патологиями. Поэтому понятие нормы в кардиографии формировалось десятилетиями на основании обследования огромного количества пациентов. Любые алгоритмы анализа ЭКГ-информации должны быть верифицированы на большом количестве данных. Пользоваться результатами компьютерной интерпретации всегда следует с большой осторожностью, при этом во многих случаях стоит опираться на собственный клинический опыт и результаты работы известных клиницистов. Необходимо сопоставлять результаты автоматического анализа со своими собственными.

Напоминаем, что морфологический анализ кардиокомплексов следует проводить на участках ЭКГ-записи без помех и артефактов.

Правильная интерпретация ЭКГ требует строгого соблюдения методики ее анализа, т. е. проведения расшифровки по определенной схеме. Анализ ЭКГ должна предшествовать проверка правильности ее регистрации (отсутствие помех, вызывающих искажение элементов кривой, соответствие амплитуды контрольного милливольты 10 мм и т. д.). Предварительно нужно оценить масштаб отображения зарегистрированной ЭКГ при её печати.

Расшифровка ЭКГ включает в себя следующие этапы:

- анализ ритма сердца и проводимости;
- определение положения электрической оси сердца;
- анализ зубцов и сегментов;
- формулировка электрокардиографического заключения.

4.1. Анализ ритма сердца и проводимости

Регулярность сердечных сокращений оценивается по продолжительности интервалов **R-R** (или **P-P**). Регулярный, или правильный, ритм сердца диагностируется в том случае, если продолжительность измеренных интервалов **R-R** одинакова и разброс полученных величин не превышает $\pm 10\%$ от средней продолжительности интервалов **R-R**. В остальных случаях диагностируется неправильный (нерегулярный) сердечный ритм. В случае нерегулярности ритма уточняется ее причина (синусовая аритмия, экстрасистолия, фибрилляция предсердий и т. д.).

Частоту сердечных сокращений (ЧСС) при правильном ритме определяют по табл. 4.1 или по формуле

$$\text{ЧСС} = 60/(\text{R-R}),$$

где 60 – число секунд в 1 мин; **R-R** – длительность интервала, выраженная в секундах.

При неправильном ритме определяют минимальную и максимальную ЧСС. Минимальная ЧСС определяется по продолжительности наибольшего интервала **R-R**, максимальная – по наименьшему интервалу **R-R**.

Таблица 4.1

Длительность интервала R-R, с	ЧСС, уд./мин	Длительность интервала R-R, с	ЧСС, уд./мин
1,50	40	0,85	70
1,40	43	0,80	75
1,30	46	0,75	80
1,25	48	0,70	86
1,20	50	0,65	92
1,15	52	0,60	100
1,10	54	0,55	109
1,05	57	0,50	120
1,00	60	0,45	133
0,95	63	0,40	150
0,90	66	0,35	172

Для определения источника возбуждения, или так называемого водителя ритма, необходимо оценить ход возбуждения по предсердиям и установить отношение зубцов **P** к желудочковым комплексам **QRS**.

1. *Синусовый ритм* – нормальный ритм сердца. Электрические импульсы, приводящие к сокращению сердца, возникают в синусовом узле, который является водителем ритма для всего сердца. Из сину-

сового узла импульсы распространяются по предсердиям и через атриовентрикулярный (**AB**) узел – по желудочкам. Характерным признаком синусового ритма на ЭКГ является наличие положительной волны **P**, предшествующей **QRS**, форма всех зубцов **P** в одном и том же отведении одинакова. Интервалы **R-R** и **P-P** при синусовом ритме одинаковы.

2. *Предсердные ритмы* (из нижних отделов) имеют характерные признаки: зубцы **P_{II}** и **P_{III}** отрицательные, за каждым зубцом **P** следуют неизменные комплексы **QRS**.
3. *Ритмы из АВ-соединения*. При таком ритме, когда импульс одновременно достигает предсердий и желудочков, на ЭКГ отсутствуют зубцы **P**, которые сливаются с обычными неизменными комплексами **QRS**. Если импульс вначале достигает желудочков и только потом предсердий, на ЭКГ регистрируются отрицательные **P_{II}** и **P_{III}**, которые располагаются после обычных неизменных комплексов **QRS**.
4. *Желудочковый (идиовентрикулярный) ритм*. Характерные признаки: все комплексы **QRS** расширены и деформированы, закономерная связь комплексов **QRS** и зубцов **P** отсутствует, **ЧСС** не превышает 40 ... 45 уд./мин.

Для предварительной оценки функции проводимости необходимо измерить:

- длительность зубца **P**, которая характеризует скорость проведения электрического импульса по предсердиям (в норме не более 0,1 с);
- длительность интервалов **P-Q(R)** во II стандартном отведении, отражающую общую скорость проведения по предсердиям, АВ-соединению и системе Гиса (в норме от 0,12 до 0,2 с);
- длительность желудочковых комплексов **QRS** (проведение возбуждения по желудочкам) в норме составляет от 0,06 до 0,10 с.

Увеличение длительности перечисленных зубцов и интервалов указывает на замедление проведения в соответствующем отделе проводящей системы сердца.

4.2. Определение положения электрической оси сердца

Электрической осью сердца (ЭОС) называют среднее направление суммарного вектора возбуждения желудочков. Положение ЭОС дает представление о положении сердца в грудной клетке. Изменение положения ЭОС является диагностическим признаком ряда патологических состояний, поэтому регулярная оценка этого показателя имеет важное практическое значение. Положение ЭОС может также меняться с возрастом и при определенных механических воздействиях (например, после обильного приема пищи).

Наиболее важна оценка положения ЭОС во фронтальной плоскости, которое определяют по соотношению величин положительных и отрицательных зубцов комплекса **QRS** в отведениях от конечностей.

Положение ЭОС в шестиосевой системе Бэйли количественно выражается углом α , который образован ЭОС, и положительной половиной оси I стандартного отведения.

Различают следующие варианты положения ЭОС (рис. 4.1):

- 1) нормальное положение, когда угол α составляет от $+30$ до $+69^\circ$;
- 2) вертикальное положение – угол α от $+70$ до $+90^\circ$;
- 3) горизонтальное положение – угол α от 0 до $+29^\circ$;
- 4) отклонение оси вправо – угол α от $+91$ до $\pm 180^\circ$;
- 5) отклонение оси влево – угол α от 0 до -90° .

Для определения положения ЭОС можно воспользоваться простым способом визуальной оценки угла α . Метод основан на двух принципах:

1. Максимальное положительное (или отрицательное) значение алгебраической суммы величины углов зубцов комплекса **QRS** регистрируется в том ЭКГ-отведении, ось которого приблизительно совпадает с расположением ЭОС, и средний результирующий вектор **QRS** откладывается на положительную (или, соответственно, на отрицательную) часть оси этого отведения.
2. Комплекс типа **RS** или **QR**, где алгебраическая сумма зубцов равна нулю ($R = S$ или $R = Q + S$), записывается в том отведении, ось которого перпендикулярна ЭОС.



Рис. 4.1. Различные варианты положения ЭОС

На рис. 4.2 – 4.4 приведены примеры визуального определения угла α по форме желудочкового комплекса в шести отведениях от конечностей.

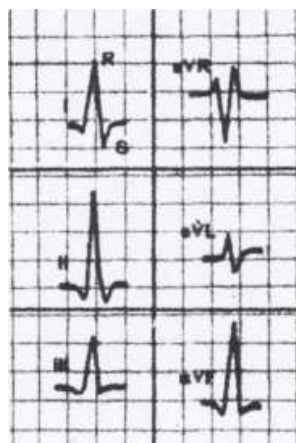
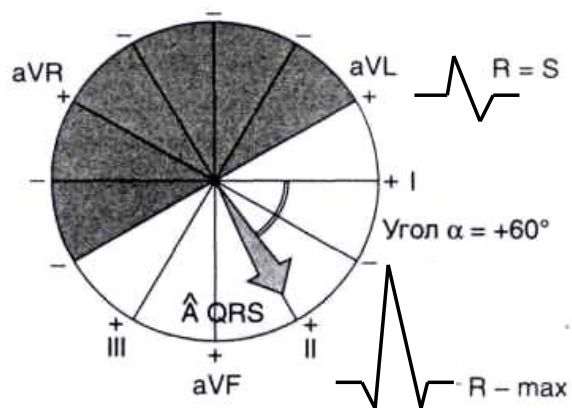


Рис. 4.2. Нормальное положение ЭОС (угол $\alpha = +60^\circ$)

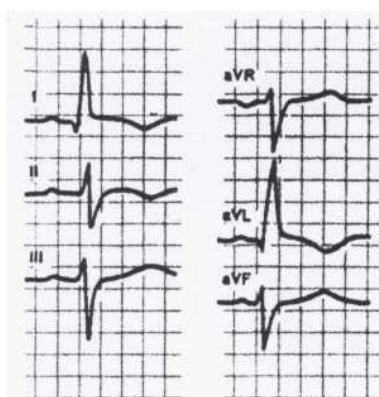
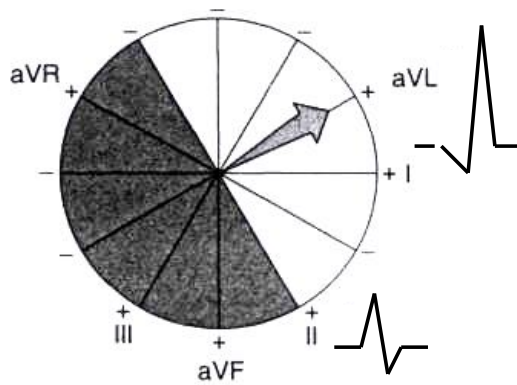


Рис. 4.3. Отклонение ЭОС влево (угол $\alpha = -30^\circ$)

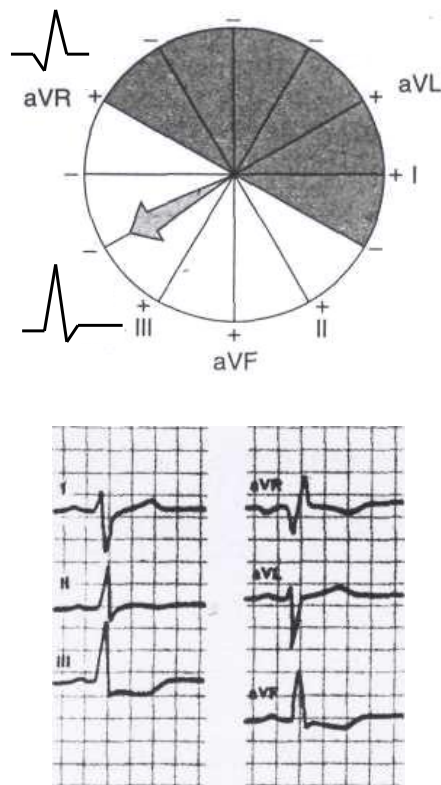


Рис. 4.4. Отклонение ЭОС вправо (угол $\alpha = +120^\circ$)

4.3. Анализ зубцов и сегментов и формирование заключения

Проводится анализ предсердного зубца **P**, желудочкового комплекса **QRST**: комплекса **QRS**, сегмента **S-T**, зубца **T**, интервала **Q-T**.

Полученные данные сопоставляют с клиникой и анамнезом заболевания, а также с предыдущими ЭКГ, после чего формулируют электрокардиографическое заключение и предварительный диагноз.

Формулировка электрокардиографического заключения должна содержать следующие сведения:

- 1) источник ритма сердца, его регулярность, частота;
- 2) положение электрической оси сердца;
- 3) наличие нарушений ритма сердца и проводимости;
- 4) наличие гипертрофии камер сердца;
- 5) наличие изменений миокарда очагового или диффузного характера (ишемия, некроз, электролитные нарушения и т. д.).

Приведем пример электрокардиографического заключения при отсутствии патологических изменений: «Ритм синусовый, регулярный, с частотой 72 уд./мин. Вертикальное положение электрической оси сердца. ЭКГ без отклонений от нормы».

4.4. Автоматическая интерпретация результатов анализа ЭКГ

Существует несколько современных программ автоматического компьютерного анализа ЭКГ. Алгоритмы анализа и интерпретации довольно сложны. Рассмотрение этих алгоритмов представляет отдельный интерес

и выходит за рамки этой работы. Однако полезно использовать терминологию программы интерпретации кампании SCHILLER. Эта программа является одной из лучших программ компьютерного анализа ЭКГ в Европе.

Пояснение интерпретационной информации

Ниже дается разъяснение возможных данных, которые могут быть результатом интерпретационной программы. Каждая интерпретационная информация сопровождается одним из следующих общих примечаний:

- нормальная ЭКГ;
- вариант нормы ЭКГ;
- пограничная ЭКГ;
- возможна патологическая ЭКГ;
- патологическая ЭКГ.

Классификация ритмов

Наджелудочковая экстрасистола(ы). На фоне отсутствия предсердной фибрилляции регистрируются в качестве доминантных одно или несколько преждевременных сокращений одинаковой конфигурации.

В дополнение к вышеуказанной информации дается примечание **Бигемения**, если регистрируются по крайней мере три суправентрикулярных экстрасистолы, отделенных одна от другой одним доминантным сокращением.

В дополнение к вышеуказанной информации дается примечание **Тригеминия**, если регистрируются по крайней мере три суправентрикулярных экстрасистолы, отделенных одна от другой двумя доминантными сокращениями (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

«Выскальзывающее» сокращение(я). На фоне отсутствия предсердной фибрилляции регистрируется пауза, превышающая в 1,5 раза доминантный интервал R-R и предшествующая одному или нескольким доминантным сокращениям одинаковой конфигурации. (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ)

Желудочковая экстрасистола(ы). Регистрируются одно или несколько преждевременных сокращений, отличающихся по конфигурации и форме от доминантных сокращений. В дополнение к вышеуказанной информации дается примечание **Бигеминия**, если регистрируются по крайней мере три вентрикулярных экстрасистолы, отделенных одна от другой доминантным сокращением.

В дополнение к вышеуказанной информации дается примечание **Тригеминия**, если регистрируются по крайней мере три вентрикулярных экстрасистолы, отделенных одна от другой двумя доминантными сокращениями (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Желудочковое «выскальзывающее» сокращение(я). На фоне предсердной фибрилляции регистрируется пауза, превышающая в 1,5 раза доминантный интервал R-R и предшествующая одному или несколь-

ким доминантным сокращениям разных конфигураций и размеров (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Сокращение(я) с аберантной желудочковой проводимостью.

Регистрируются одно или несколько сокращений, отличающихся по конфигурации и размерам от доминантных сокращений, но возникающих в положенное время, т.е. отделены от предшествующих и последующих сокращений преобладающим интервалом **R-R** (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Синусовый ритм. В усредненном цикле ЭКГ регистрируется волна **P**, ЧСС – от 50 до 100 сокращений в минуту, различия в длительности интервалов **R-R** между доминантными сокращениями не превышают 15 % (НОРМАЛЬНАЯ ЭКГ).

Синусовая аритмия. В усредненном цикле ЭКГ регистрируется волна **P**, ЧСС – от 50 до 100 сокращений в минуту, различия в длительности интервалов **R-R** между доминантными сокращениями превышают 15 % (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Наджелудочковая аритмия. В усредненном цикле ЭКГ регистрируется волна **P**, ЧСС превышает 100 сокращений в минуту, различия в длительности интервалов **R-R** между доминантными сокращениями превышает 15 % (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Синусовая брадикардия. В усредненном цикле ЭКГ регистрируется волна **P**, ЧСС – менее 50 сокращений в минуту (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Синусовая тахикардия. В усредненном цикле ЭКГ регистрируется волна **P**, ЧСС – более 100 сокращений в минуту (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Наджелудочковая тахикардия. В усредненном цикле ЭКГ регистрируется волна **P**, ЧСС – более 130 сокращений в минуту (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Узловой ритм. В усредненном цикле ЭКГ не регистрируется волна **P**, ЧСС – меньше или равна 60 сокращениям в минуту, длительность **QRS** доминантных сокращений составляет менее 150 мс и различия в длительности интервалов **R-R** между доминантными сокращениями меньше 15 % (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Регулярный ритм, нет P-зубца. В усредненной ЭКГ не регистрируется волна **P**, ЧСС превышает 60 сокращений в минуту, а разница в длительности интервала **R-R** между доминантными сокращениями составляет менее 15 % (ВОЗМОЖНА ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Идиовентрикулярный ритм. В усредненной ЭКГ не регистрируется волна **P**, длительность доминантных сокращений **QRS** превышает 150 мс, ЧСС – меньше или равна 40 сокращениям в минуту, а разница в длительности интервала **R-R** между доминантными сокращениями составляет менее 15 % (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Желудочковая тахикардия. В усредненной ЭКГ не регистрируется волна **P**, длительность доминантных сокращений **QRS** превышает 150 мс. ЧСС превышает 150 сокращений в минуту, а разница в длительности ин-

тервала **R-R** между доминантными сокращениями составляет менее 15 % (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Трепетание/мерцание предсердий. В усредненной ЭКГ не регистрируется волна **P**, ЧСС не превышает 95 сокращений в минуту, а разница в длительности по крайней мере одного интервала **R-R** между доминантными сокращениями составляет 15 % (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Мерцание предсердий с быстрым ответом желудочков. В усредненной ЭКГ не регистрируется волна **P**, ЧСС равняется или превышает 95 сокращений в минуту, а разница в длительности по крайней мере одного интервала **R-R** между доминантными сокращениями составляет 15 % (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Отмечены сигналы искусственного водителя ритма. Регистрируется более двух типичных пиковых потенциалов пейсмекера по крайней мере в двух отведениях первоначальной ЭКГ, записанной в течение 10 с (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Электрическая ось рассчитывается на основе алгебраической суммы амплитуд и изгибов комплекса **QRS** в отведениях **I** и **aVF**. Возможные результаты с соответствующими пояснениями приводятся ниже.

Патологическое отклонение электрической оси влево:
- $90^{\circ} \dots 30^{\circ}$ (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Левोगрамма:

- $30^{\circ} \dots 0^{\circ}$ (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Правограмма:

+ $90^{\circ} \dots +110^{\circ}$ (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Патологическое отклонение электрической оси вправо:
+ $110^{\circ} \dots +180^{\circ}$ (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Патологическое верхнеправое отклонение электрической оси:
- $90^{\circ} \dots -180^{\circ}$ (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Промежуточное положение электрической оси. Алгебраическая сумма изгибов комплекса **QRS** в отведениях **I** и **aVF** находится в пределах от -0,15 до + 0,15 мВ (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Работа предсердий

Для выявления патологии левого предсердия различным характеристикам ЭКГ, возможно возникшим в результате указанного явления, даются пункты в соответствии с указанными ниже критериями.

Отрицательная конечная фаза волны P в V₁:

- 1 пункт, если отрицательная конечная фаза дольше 40 мс и короче или равна 70 мс;
- 2 пункта, если она дольше 70 мс и меньше или равна 100 мс;
- 3 пункта, если она дольше 100 мс.

Максимальная отрицательная амплитуда в V₁:

- 1 пункт за каждый 0,01 мВ амплитуды ниже -0,10 мВ; конечная отрицательная сила волны **P** в отведении **V₁** (максимальная отрицательная

амплитуда волны **P** совпадает с конечной отрицательной фазой волны **P**);

- 1 пункт, если конечная сила **P** меньше 6 мВ/с и больше или равна 8 мВ/с;
- 2 пункта, если конечная сила **P** меньше 8 мВ/с.

Возможная патология левого предсердия. В указанном выше тесте характеристикам ЭКГ было присвоено четыре или пять пунктов (ВОЗМОЖНА ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Патология левого предсердия. В указанном выше тесте характеристикам ЭКГ было присвоено шесть или более пунктов (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Для выявления увеличения правого предсердия различным характеристикам ЭКГ, возможно возникшим в результате указанного явления, даются пункты в соответствии с указанными ниже критериями:

Амплитуда волны **P в отведении II:**

- 1 пункт, если амплитуда **P** больше или равна 0,25 мВ, но меньше 0,3 мВ;
- 2 пункта, если амплитуда **P** больше или равна 0,3 мВ.

Амплитуда **P в отведении III:**

- 1 пункт, если амплитуда **P** больше или равна 0,25 мВ, но меньше 0,3 мВ;
- 2 пункта, если амплитуда **P** больше или равна 0,3 мВ.

Амплитуда **P в отведении aVF:**

- 1 пункт, если амплитуда **P** больше или равна 0,25 мВ, но меньше 0,3 мВ;
- 2 пункта, если амплитуда **P** больше или равна 0,3 мВ.

Увеличение правого предсердия. Во время теста на увеличение правого предсердия характеристикам ЭКГ было присвоено по крайней мере три пункта (ВОЗМОЖНА ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Увеличение обоих предсердий. Выполняются условия для (возможной) патологии левого предсердия (при проведении теста присваиваются по крайней мере четыре пункта) и (возможной) патологии правого предсердия (присваивается по крайней мере два пункта) (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Удлинен интервал P-R. Длительность интервала **P-R** превышает **23 (10 • R-R интервал)-4 +10**, или 220 мс в зависимости от того, при каком значении она меньше (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Вольтовые параметры ЭКГ

Низкий вольтаж отведений конечностей. Сумма амплитуд **QRS** полного размаха колебаний в отведениях **I, II, III** меньше или равна 1,5 мВ, а одна или несколько амплитуд **QRS** полного размаха в грудных отведениях превышают 0,7 мВ (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Низкий вольтаж. Сумма амплитуд **QRS** полного размаха колебаний в отведениях **I, II, III** меньше 1,5 мВ, и разница между амплитудами **QRS** полного размаха в **V₄ - V₆** и минимальными амплитудами **QRS** в отведениях **V₁ - V₃** не превышает или равна 0,7 мВ (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Классификация блокад

Блокада правой ножки пучка Гиса. Общая длительность **QRS** составляет 130 мс. Соотношение **R/S** в отведении **V₂** больше единицы, или в отведениях **I** и **V₆** регистрируется волна **S** глубже 0,20 мВ. В отведении **V₁** или **V₂** обнаружен зубчатый комплекс **QRS** или комплекс **QRS** типа **RSR** (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Неполная блокада правой ножки пучка Гиса. Общая длительность **QRS** составляет меньше 130 мс. В отведении **V₁** или **V₂** обнаружен зубчатый комплекс **QRS** или комплекс **QRS** типа **RSR**, а волна **R** в одном из этих отведений имеет амплитуду 0,15 мВ (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Блокада левой ножки пучка Гиса. Общая длительность **QRS** составляет 130 мс. Соотношение **R/S** в отведении **V₂** меньше единицы. Если в отведениях **I** и **V₆** регистрируется волна **S**, то она не глубже -0,2 мВ, а соотношение **R/S** ≥ 1 . Амплитуда волны **Q** в отведении **I** или **V₆** больше или равно -0,09 мВ (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Неполная блокада левой ножки пучка Гиса. То же, что и в случае левой межжелудочковой блокады, за исключением того, что общая длительность **QRS** меньше 130 мс и больше или равна 120 мс (ВОЗМОЖНА ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Неспецифическая внутрижелудочковая блокада. Общая длительность **QRS** составляет 130 мс. Отсутствуют какие-либо критерии, характеризующие правую межжелудочковую блокаду, левую межжелудочковую блокаду, левую переднюю или левую заднюю фасцикулярную блокаду (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Замедление внутрижелудочкового проведения. Общая длительность **QRS** – меньше 130 мс, но больше или равна 120 мс. Отсутствуют какие-либо критерии, характеризующие неполную правую межжелудочковую блокаду, неполную левую межжелудочковую блокаду, левую переднюю или левую заднюю фасцикулярную блокаду (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Блокада передней ветви левой ножки. В отведении **aVF** не регистрируется волна **Q**, т.е. вентрикулярная деполяризация распространяется вниз. Соотношение **R/S** в отведении **aVF** не превышает 0,6, а электрическая ось располагается между -30 и -120 градусами. В отведении **V₆** должна присутствовать волна **S** с амплитудой, не превышающей 0,25 мВ (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Блокада задней ветви левой ножки. Электрическая ось располагается между +90 и +180 градусами. Амплитуды волны **Q** в отведениях **II**, **III** и **aVF** больше или равны -0,02 мВ и длительность волны **Q** в отведениях **III**, **aVF** меньше или равна 40 мс. Амплитуда **R** в отведении **II** меньше или равна 0,8 мВ, в отведении **III** больше или равна 1,0 мВ (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Двухпучковая блокада. Регистрируются одновременно левая передняя или левая задняя фасцикулярная блокада и правая межжелудочковая блокада (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Нарушения формы QRS

Нарушена форма QRS(T), трактовка невозможна, переднеперегородочное миокардиальное повреждение. Регистрируется патологическое начало вентрикулярной деполяризации. Первоначальные одномоментные векторы **QRS** направлены назад и преимущественно влево и сохраняют это направление в течение большей части вентрикулярной деполяризации, не сохраняют направление вперед в течение 30 мс и затем поворачивают назад и влево (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Нарушена форма QRS(T), трактовка невозможна, переднебоковое миокардиальное повреждение. Регистрируется нормальное начало вентрикулярной деполяризации. Первоначальные одномоментные векторы **QRS** направлены прямо и вправо. Однако затем вместо поворота влево и назад они продолжают поворачиваться вправо и назад (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Нарушена форма QRS(T), трактовка невозможна, боковое миокардиальное повреждение. Регистрируется нормальное начало вентрикулярной деполяризации. Первоначальные одномоментные векторы **QRS** направлены прямо и вправо. Однако затем вместо поворота налево и назад они сохраняют направление вперед и преимущественно вправо от нормального направления, т.е. поворот влево задерживается (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Нарушена форма QRS(T), трактовка невозможна, нижнее миокардиальное повреждение. Первые 10 ... 20 мс одномоментные векторы **QRS** направлены вверх, что, в принципе, нормально, но затем, вместо того чтобы сразу же повернуть вниз, они сохраняют направление вверх по крайней мере первые 40 мс вентрикулярной деполяризации (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

В указанной выше интерпретирующей информации ТРАКТОВКА НЕВОЗМОЖНА заменяется на ПОДОЗРЕНИЕ НА, если в дополнение к нарушению контура **QRS** в соответствующих отведениях регистрируются патогномичные инвертированные волны **T**:

- **II, aVF** – для нижней локализации;
- **V₁, V₂, V₃** – для антеросептальной локализации;
- **V₄, V₅, V₆** – для антеролатеральной локализации;
- **I, aVL** – для латеральной локализации.

Инфаркты миокарда

Диагноз «инфаркт миокарда» может быть поставлен в случае регистрации по крайней мере одной патогномической волны **Q** или **QS** (**Q/QS**), т.е. волны **Q**, амплитуда которой составляет 25 % от амплитуды следующей за ней волны **R** в отведениях **I, II, aVI, aVF** или **V₁-V₆**.

Программа интерпретации ЭКГ позволяет регистрировать инфаркт миокарда в следующих областях:

- перегородочный – **Q/QS** в **V₂**;
- переднеперегородочный – **Q/QS** в **V₂** и **V₃**, **Q/QS** в **V₁ - V₃**;
- переднебоковой – **Q/QS** в **V₅** или **V₅** и **V₆**;
- передний – **Q/QS** в **V₄** или любая комбинация **Q/QS** в **V₄** с **Q/QS** в любом другом околосердечном отведении;
- боковой – **Q/QS** в **V₅** и/или в **V₆** и **Q/QS** в **I** и/или **aVL**;
- высокий боковой – **Q/QS** в **I** и в **aVL**;
- нижнебоковой – **Q/QS** в **II** и/или в **aVF** и **Q/QS** в **V₆**;
- нижний – **Q/QS** в **II** и/или в **aVF**.

Диагноз «поражение миокарда» заменяется на диагноз «инфаркт миокарда», если **Q/QS** регистрируется в антеросептальной, антеролатеральной, передней или в верхнелатеральной локализации, как указано выше.

Если в определенной области регистрируется только одна **Q/QS**, появляется следующий диагноз: «Нарушена форма **QRS(T)**, подозрение на инфаркт».

Если в определенной области регистрируется более одной **Q/QS** появляется следующий диагноз: «Нарушена форма **QRS(T)**, связано с инфарктом».

Исключение: при септальной локализации всегда появляется «вероятно», при – «не исключено».

Кроме того, пациенту должно быть не менее 30 лет, иначе диагноз «инфаркт» будет заменен на «миокардиальное повреждение».

Когда ставится диагноз «инфаркт миокарда», программа может указать «возраст инфаркта». «Возможно старый» появится в том случае, если в отведениях, определяющих локализацию инфаркта, не обнаруживаются никаких особых изменений **ST** и **T**.

«Возможно, недавний» появится в том случае, если регистрируется существенное возрастание **ST** в отведениях, определяющих локализацию инфаркта.

«Неопределенный срок» появится во всех других случаях.

Диагноз «инфаркт миокарда» будет всегда сопровождаться примечанием (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Морфология ST-T

ST-патология, возможно переднеперегородочное субэндокардиальное повреждение. **ST** снижена приблизительно на 0,25 мВ по крайней мере в одном из отведений **V₁**, **V₂**, **V₃** и никакого антеросептального вызванного **QRS** поражения миокарда или инфаркта зарегистрировано не было (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST-патология, возможно переднее субэндокардиальное повреждение. **ST** снижена приблизительно на 0,25 мВ в других комбинациях околосердечных отведений, отличных от тех, которые являются типичными для антеросептальных и антеролатеральных поражений, и никакого

переднего вызванного **QRS** поражения миокарда или инфаркта зарегистрировано не было (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST-патология, возможно переднебоковое субэндокардиальное повреждение. **ST** снижена приблизительно на 0,25 мВ по крайней мере в одном из отведений **V₄**, **V₅** и **V₆** и никакого вызванного **QRS** поражения миокарда или инфаркта зарегистрировано не было (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST-патология, возможно боковое субэндокардиальное повреждение. **ST** снижена приблизительно на 0,25 мВ в отведениях **V₅** и **V₆**, и на 0,1 мВ в отведениях **I** и **aVL** и никакого латерального вызванного **QRS** поражения миокарда или инфаркта зарегистрировано не было (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST-патология, возможно нижнее субэндокардиальное повреждение. **ST** снижена приблизительно на 0,1 мВ в отведениях **II** и **aVF** и никакого нижнего вызванного **QRS** поражения миокарда или инфаркта зарегистрировано не было (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Неспецифическая депрессия ST. Регистрируются снижения **ST**, отличные от записанных выше (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

ST&T-патология, возможно недавнее повреждение миокарда или перикарда. **ST** повышена приблизительно на 0,20 мВ по крайней мере в двух отведениях **V** или двух нижних отведениях (**II**, **aVF**, **III**), за ним следует плоская или отрицательная волна **T**, и никакого вызванного **QRS** поражения миокарда или инфаркта не регистрируется в рамках одной и той же локализации (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST&T-патология, подозрение на переднеперегородочную ишемию или рубец правого желудочка. **ST** снижена на 0,05 ... 0,09 мВ при двухфазной или отрицательной волне **T**, или **ST** снижена на 0,10 ... 0,24 мВ при плоской, двухфазной или отрицательной волне **T** по крайней мере в одном из отведений **V₁**, **V₂** и **V₃**, и никакого антеросептального вызванного **QRS** поражения миокарда или инфаркта не регистрируется (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST&T-патология, подозрение на переднюю ишемию или рубец левого желудочка. **ST** снижена на 0,05 ... 0,09 мВ при двухфазной или отрицательной волне **T**, или **ST** снижена на 0,1 ... 0,24 мВ при плоской, двухфазной или отрицательной волне **T** в других комбинациях околосоердечных отведений, отличных от тех, которые являются типичными для антеросептальной и антеролатеральной ишемии или левой вентрикулярной деформации (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST&T-патология, подозрение на переднебоковую ишемию или рубец левого желудочка. **ST** снижена на 0,05 ... 0,09 мВ при двухфазной или отрицательной волне **T**, или **ST** снижена на 0,10 ... 0,24 мВ при плоской, двухфазной или отрицательной волне **T** по крайней мере в одном из отведений **V₄**, **V₅** и **V₆**, и никакого антеролатерального вызванного **QRS**

поражения миокарда или инфаркта не регистрируется (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST&T-патология, подозрение на боковую ишемию или рубец левого желудочка. ST снижена на 0,05 ... 0,09 мВ при плоской, двухфазной или отрицательной волне T по крайней мере в одном из отведений I, aVL и V₆, и никакого латерального вызванного QRS поражения миокарда или инфаркта не регистрируется (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

ST&T-патология, подозрение на нижнюю ишемию или рубец левого желудочка. ST снижена на 0,05 ... 0,09 мВ при плоской, двухфазной или отрицательной волне T по крайней мере в одном из отведений II или aVF, и никакого нижнего вызванного QRS поражения миокарда или инфаркта не регистрируется (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Неспецифический подъем ST&T-сегмента. ST повышена приблизительно на 0,20 мВ и сопровождается волной T в одном и том же отведении выше, чем нормальные верхние уровни, указанные ниже по крайней мере в двух отведениях V или двух ручных отведениях. (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Патология зубца T в переднеперегородочных отведениях. Двухфазная или отрицательная волна T по крайней мере в одном из отведений V₂ и V₃, и никакого антеросептального вызванного QRS поражения миокарда или инфаркта не регистрируется (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Патология зубца T в передних отведениях. Регистрируется двухфазная или отрицательная волна T в других комбинациях околосердечных отведений, отличных от тех, которые являются типичными для антеросептального и антеролатерального поражения миокарда (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Патология зубца T в переднебоковых отведениях. Двухфазная или отрицательная волна T по крайней мере в одном из отведений V₄, V₅ и V₆, и никакого антеролатерального вызванного QRS поражения миокарда или инфаркта не регистрируется (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Патология зубца T в боковых отведениях. Двухфазная или отрицательная волна T по крайней мере в одном из отведений I, aVL и V₆, и никакого латерального вызванного QRS поражения миокарда или инфаркта не регистрируется (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Патология зубца T в нижних отведениях. Двухфазная или отрицательная волна T в отведениях II или aVF, и никакого нижнего вызванного QRS поражения миокарда или инфаркта не регистрируется (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Неспецифическая патология. Регистрируются изменения волны T, отличные от описанных выше (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Интервал QT

Интервал QT удлинен. Регистрируется интервал QT, длительность которого больше или равна 470 мс (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Гипертрофия

Для выявления левой вентрикулярной гипертрофии различным характеристикам ЭКГ, возможно, возникшим в результате указанного явления, присваиваются пункты в соответствии с указанными ниже критериями (модифицированная система подсчета пунктов Ромхильта–Эстеса).

QRS-амплитуды

При принятии диагностического решения присваиваются три пункта, если:

- сумма амплитуды **R** в отведении **V₅** и абсолютного значения амплитуды **S** в отведении **V₁** превышает значение, зависящее от возраста и пола пациента (превышение этого значения на каждые 0,5 мВ влечет присвоение еще одного пункта);
- самое большое отклонение амплитуды **R** или **S** в отведениях нижних конечностей больше или равно значения, зависящего от возраста и пола пациента (превышение этого значения на каждые 0,3 мВ влечет присвоение еще одного пункта);
- самое большое отклонение амплитуды **S** в отведениях **V₁** - **V₂** больше или равно значения, зависящего от возраста и пола пациента (превышение этого значения на каждые 0,5 мВ влечет присвоение еще одного пункта);
- самое большое отклонение амплитуды **R** в отведениях **V₅** - **V₆** больше или равно значения, зависящего от возраста и пола пациента (превышение этого значения на каждые 0,5 мВ влечет присвоение еще одного пункта).

Из последних трех критериев выбирается один с наибольшим количеством пунктов.

ST&T

Если в отведениях **I**, **aVL**, **aVF**, **V₅** или **V₆** регистрируется снижение волны **ST** и отрицательная или двухфазная волна **T**, присваиваются три пункта. Только один пункт присваивается в том случае, если пациент принимал дигиталис.

Правое (левое) предсердие. Если присутствует патология левого предсердия и амплитудным характеристикам было присвоено не менее трех пунктов, то дополнительно присваиваются ещё три пункта.

Электрическая ось. Если ось **QRS** находится в пределах от **-15** до **+120** градусов, то присваиваются два пункта.

Другие параметры QRS. Если интервал между началом **QRS** и максимальным вектором **QRS** больше 55 мс или общая длительность **QRS** превышает 110 мс, то присваивается один пункт.

При наличии блокады левой ножки, правой ножки, нехарактерной внутрижелудочковой блокады или **WPW** обнаружение левой гипертрофии не производится.

Подозрение на гипертрофию левого желудочка. Возраст пациента – не менее 18 лет, ЭКГ набирает семь пунктов в соответствии с указанными выше критериями (три из этих пунктов должны быть присвоены амплитудными характеристиками). (ВОЗМОЖНА ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Гипертрофия левого желудочка. Возраст пациента – не менее 18 лет и ЭКГ набирает девять пунктов в соответствии с указанными выше критериями (3 из этих пунктов должны быть присвоены амплитудным характеристикам) (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Амплитудные критерии гипертрофии левого желудочка. Возраст пациента – не менее 18 лет, из всех критериев, характеризующих вентрикулярную гипертрофию, присутствуют только амплитудные критерии, с шестью пунктами (ВОЗМОЖНА ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Выраженные амплитудные критерии гипертрофии левого желудочка. Возраст пациента – не менее 18 лет и из всех критериев, характеризующих левую вентрикулярную гипертрофию, присутствуют только амплитудные критерии но только с тремя-пятью пунктами (ПОГРАНИЧНАЯ ЭКГ).

Для выявления правой вентрикулярной гипертрофии, различным характеристикам ЭКГ, возможно возникшим в результате указанного явления, даются пункты в соответствии с указанными ниже критериями:

Амплитуды. При принятии диагностического решения присваиваются три пункта, если:

- отклонение волны **R** в отведении **V₁** превышает значение, зависящее от возраста и пола пациента, а отклонение волны **S** в том же отведении не глубже значения, зависящего от возраста и пола пациента (эти предельные значения различны в случае неполной или полной блокады правой ножки);
- в отведениях **V₅** или **V₆** регистрируется волна **S** глубже значения, зависящего от возраста и пола пациента.

ST & T. Если в отведениях **V₁ - V₃** регистрируется снижение волны **ST** и отрицательная или двухфазная волна **T**, то присваиваются два пункта. Только один пункт присваивается в том случае, если пациент принимал дигиталис.

Электрическая ось. Если ось **QRS** находится в пределах от +90 до + 180 градусов, то присваиваются два пункта.

Длительность QRS. Если общая длительность **QRS** находится в пределах от 100 до 120 мс, то присваивается один пункт.

При наличии **WPW** обнаружение гипертрофии правого желудочка не производится.

Подозрение на гипертрофию правого желудочка. ЭКГ набирает пять пунктов в соответствии с вышеуказанными критериями, или четыре пункта при наличии правой предсердной гипертрофии или сагиттальной

электрической оси (т.е. **S₁,S₂,S₃** синдром) (ВОЗМОЖНА ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Гипертрофия правого желудочка. ЭКГ набирает шесть пунктов в соответствии с вышеуказанными критериями, или пять пунктов при наличии правой предсердной гипертрофии или сагиттальной электрической оси (т.е. синдромы **S₁,S₂,S₃**) (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Прочая интерпретационная информация

Синдромы S₁,S₂,S₃. В отведениях I, II и III регистрируется волна **S** в 0,2 мВ, а коэффициент **R/S** в этих же отведениях не превышает 0,25. (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Синдром WPW, тип А. Длительность **QRS** – не менее 130 мс, а **PR** – меньше 150 мс. По крайней мере в двух отведениях **V** регистрируется более длительная вентрикулярная активация при значительно менее крутом наклоне, по сравнению с нормальным, первые 40 мс комплекса **QRS**. Область **QRS** положительная в отведении **V₁** (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Возможен WPW, тип В. Длительность **QRS** – не менее 130 мс, а длительность **PR** – меньше 140 мс. По крайней мере в двух отведениях **V** регистрируется более длительная вентрикулярная активация, при значительно менее крутом наклоне, по сравнению с нормальным, первые 40 мс комплекса **QRS**. Область **QRS** отрицательная в отведении **V₁** (ПАТОЛОГИЧЕСКАЯ ЭКГ).

Смещена переходная зона в V-отведениях вправо. В отведении **V₂** регистрируется коэффициент **R/S** равный 3, а длительность **QRS** не превышает 120 мс (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Смещена переходная зона в V-отведениях влево. В отведении **V₅** регистрируется коэффициент **R/S** меньше 0,75, а длительность **QRS** не превышает 120 мс (ВАРИАНТ НОРМЫ ЭКГ).

Возможно, перепутаны отведения рук. Комплексы **QRS** в отведениях I и **V₆** имеют в большей степени дискордантный характер, а волна **P** в отведении I отрицательна.

В заключение приведем пример ЭКГ-анализа и формирования компьютерного заключения, используемого в системе КАРДИОЛАБ.

На рис. 4.5 приведено окно просмотра зарегистрированных ЭКГ. В этом окне выбирается **QRS**-комплекс для дальнейшего морфологического анализа. Необходимо выбирать комплекс характерный для этой записи, не искаженный артефактами и помехами.

В окне анализа ЭКГ (рис. 4.6) отображается **QRS**-комплекс исследуемого сигнала во всех отведениях. Можно подробно рассмотреть ЭКГ-комплекс в центральном окне анализа. Программа анализа автоматически расставляет метки, выделяющие сегменты **QRS**-комплекса, вычисляет все основные параметры ЭКГ, сводит их в таблицу.

При необходимости разметку можно подкорректировать вручную. Параметры **QRS**-комплекса автоматически пересчитываются.



Рис. 4.5. Окно просмотра зарегистрированных ЭКГ



Рис.4.6. Окно анализа и интерпретации ЭКГ

В правом окне графически отображаются результаты оценки положения электрической оси сердца. Кроме этого, в нижнем окне отображается строка ритма по заранее выбранному отведению.

И наконец, в центральном окне программа дает автоматическую интерпретацию результатов анализа ЭКГ. В программе дана возможность редактирования ЭКГ-заключения.

Следует еще раз отметить, что к результатам автоматической интерпретации необходимо относиться внимательно, сопоставлять полученные данные с результатами собственной интерпретации на основе своего клинического опыта.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В современной клинике используется большое количество приборов для проведения диагностики. Создание любой компьютерной диагностической системы порождает целый ряд проблем, связанных с правильным построением аппаратуры, с созданием эффективного программного обеспечения, особенностями эксплуатации оборудования. Однако основные вопросы при проектировании в первую очередь касаются обоснования выбора адекватных физиологических моделей, принятия методов регистрации и обработки биоэлектрических сигналов. Знание этих проблем позволяет принимать обоснованные технические решения на этапе постановки задачи проектирования и является гарантией успешной реализации проекта в целом.

В пособии изложены основные сведения об электрической активности сердца, приведены данные о классических и современных методах регистрации и оценки параметров сердечной деятельности средствами электрокардиографии. Понятно, что ограниченный объем не позволил авторам затронуть многие аспекты проблемы. Однако, воспользовавшись литературой, приведенной в библиографическом списке данного пособия, можно самостоятельно изучить интересующий читателя материал.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

- Агаханян, Т.М. Электронные устройства в медицинских приборах [Текст] : учеб. пособие / Т.М. Агаханян, В.Г. Никитаев. – М. : БИНОМ. Лаборатория знаний, 2005. – 510 с.
- Дорофеева, З.З. Регистрация и оценка электрических свойств сердца. Руководство по кардиологии [Текст] : в 2 т./ З.З. Дорофеева. – М. : Медицина, 1982. – Т.2 – 546 с.
- Дощицин, В.Л. Клинический анализ электрокардиограммы [Текст] : / В.Л. Дощицин. – М. : Медицина, 1982. – 208 с.
- Исаков, И.И., Клиническая электрокардиография [Текст] : / И.И. Исаков, М.С. Кушаковский, Н.Б. Журавлева. – Л. : Медицина, 1974. – 251 с.
- Орлов В. Н. Руководство по электрокардиографии [Текст] : / В.Н. Орлов. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 1997. – 528 с.
- Суворов А.В. Клиническая электрокардиография [Текст] : / А.В. Суворов. – Ниж. Новгород : Изд-во НМИ, 1993. – 124 с.
- Тартаковский, М.Т. Электрокардиография: справ. по функциональной диагностике [Текст] : / М.Т. Тартаковский. – М. : Медицина, 1976. – 191 с.

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
1. ОБЩИЕ ПРОБЛЕМЫ РАЗЛИЧНЫХ МЕТОДОВ ДИАГНОСТИКИ.....	4
2. ЭЛЕКТРИЧЕСКОЕ ПОЛЕ СЕРДЦА ЧЕЛОВЕКА	5
2.1. Трансмембранный потенциал, дипольные свойства волны	6
2.2. Строение и функции проводящей системы сердца	12
2.3. Теория диполя и мультиполя	16
3. РЕГИСТРАЦИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ СЕРДЦА	21
3.1. Электрокардиограмма	21
3.2. Обязательные отведения в электрокардиографии	25
3.3. Векторная концепция электрокардиографии	35
3.4. Векторкардиография	41
3.5. Структура современного электрокардиографа	46
3.6. Кардиографические электроды и кабели отведений.....	49
3.7. Регистрация электрокардиограммы	58
3.8. ВКГ-представление кардиокомплекса	60
4. ЭТАПЫ АНАЛИЗА И ИНТЕРПРЕТАЦИЯ ЭКГ	62
4.1. Анализ ритма сердца и проводимости	63
4.2. Определение положения электрической оси сердца	64
4.3. Анализ зубцов и сегментов и формирование заключения	67
4.4. Автоматическая интерпретация результатов анализа ЭКГ	67
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	81
БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК.....	82

Навчальне видання

**Краснов Леонід Олександрович
Олійник Володимир Петрович**

**ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ.
ТЕХНІЧНІ ЗАСОБИ ЕЛЕКТРОННОЇ ТА КОМП'ЮТЕРНОЇ ДІАГНОСТИКИ
В МЕДИЦИНІ**

(Російською мовою)

Редактор Т.В. Савченко

Зв. план, 2013

Підписано до друку 18.04.2013

Формат 60x84 1/16. Папір офс. № 2. Офс. друк

Ум. друк. арк. 4,7. Обл.-вид. арк. 5,25. Наклад 75 пр. Замовлення 146.

Ціна вільна

Національний аерокосмічний університет ім. М.Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»
61070, Харків-70, вул. Чкалова, 17
<http://www.khai.edu>

Видавничий центр «ХАІ»
61070, Харків-70, вул. Чкалова, 17
izdat@khai.edu

Свідоцтво про внесення суб`єкта видавничої справи до Державного
реєстру видавців, виготовлювачів і розповсюджувачів видавничої
продукції сер. ДК № 391 від 30.02.2001