

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ УКРАИНЫ

НАЦИОНАЛЬНЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
«Харьковский политехнический институт»

Серия «Биомедицинская электроника»

**А. В. Кипенский, К. В. Колесник**

## **ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ**

Учебно-методическое пособие  
для студентов специализации 171–02  
«Биомедицинская электроника»,  
в том числе для иностранных студентов

Утверждено  
редакционно-издательским  
советом университета,  
протокол № 1 от 22.06.2017 г.

Харьков  
НТУ «ХПИ»  
2018

УДК 615.47  
К42

Р е ц е н з е н т ы :

*И. Ф. Домнин*, д-р техн. наук, профессор кафедры радиоэлектроники НТУ «ХПИ»;  
*О. Г. Аврунин*, д-р техн. наук, профессор кафедры биомедицинской инженерии ХНУРЭ.

Знайомить читача з теорією біоелектричних потенціалів та одним з методів їх реєстрації – електрокардіографією, що застосовується з метою діагностики серцево-судинних захворювань. Розглянуто конструкцію, принцип дії та порядок роботи з електрокардіографом. Наведені методичні вказівки до виконання лабораторної роботи.

Призначено для студентів спеціалізації 171-02 «Біомедична електроніка».

**Кипенский А. В.**

К42 Электрoкардиография : учеб.-метод. пособие / А. В. Кипенский, К. В. Колесник. – Харьков : НТУ «ХПИ», 2018. – 64 с. – На рус. яз.

ISBN 978-

Знакомит читателя с теорией биоэлектрических потенциалов и одним из методов их регистрации – электрокардиографией, который используется с целью диагностики сердечно-сосудистых заболеваний. Рассмотрены конструкция, принцип действия и порядок работы с электрокардиографом. Даны методические указания по выполнению лабораторной работы.

Предназначено для студентов специализации 171-02 «Биомедицинская электроника».

Ил. 24. Табл. 9. Библиогр.: 12 назв.

УДК 615.7

ISBN 978-

© Кипенский А. В., Колесник К. В., 2018  
© НТУ «ХПИ», 2018

## ВВЕДЕНИЕ

Электрические потенциалы, генерируемые живыми клетками, органами и тканями человека и животных, называются *биоэлектрическими* и являются предметом изучения одного из обширных разделов современной электрофизиологии. Поскольку биоэлектрические потенциалы отражают тонкие физиологические процессы в организме, то любые функциональные и патологические изменения в исследуемых системах и органах сказываются на их параметрах и форме. Необходимость в регистрации этих изменений возникает при изучении жизненных процессов, диагностике, лечении и профилактике заболеваний, контроле состояния и работоспособности человека.

*Электрокардиография* – это первый инструментальный метод исследования биоэлектрических потенциалов, генерируемых мышцами работающего сердца. Кривая, отображающая изменение этих потенциалов во времени, называется *электрокардиограммой*, а медицинские приборы для её регистрации – *электрокардиографами*.

Электрокардиограмма (ЭКГ) здоровых людей в существенной степени зависит от их телосложения, возраста, условий съема биоэлектрических потенциалов и их регистрации. Тем не менее, на кривой ЭКГ всегда можно различить определенные зубцы и интервалы, отражающие последовательность возбуждения мышцы сердца. При возникновении заболеваний амплитуда зубцов и их продолжительность, а также продолжительность интервалов между зубцами, могут значительно изменяться.

Первые электрокардиографы появились в медицинских учреждениях примерно в 1910 г., и хотя с тех пор они были существенно усовершенствованы, сам метод электрокардиографии претерпел лишь незначительные изменения.

Исследование ЭКГ производят с целью обнаружения нарушений сердечного ритма, определения характера и стадии ишемической болезни сердца, инфаркта миокарда. Диагностика сердечных заболеваний с помощью электрокардиографического метода занимает сегодня ведущее место среди других инструментальных методов.

# 1. ИССЛЕДОВАНИЕ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ

## 1.1. Системы электрокардиографических отведений

Наибольшее распространение при регистрации ЭКГ получили 12 способов отведения биоэлектрических потенциалов, основанных на концепции треугольника Эйнтховена. Проводя исследования биоэлектрической активности сердца, Виллемом Эйнтховеном было сделано несколько допущений: человеческое тело по отношению к электрическому полю представляет собой однородный проводник; генератор сердечной ЭДС является точечным диполем, расположенным в центре равностороннего треугольника ABC (рис. 1.1). При таких допущениях сердце и вершины ABC должны располагаться во фронтальной плоскости, а работа генератора сердечной ЭДС может отображаться в виде вектора, длина и направление которого будут изменяться только в пределах указанной плоскости.

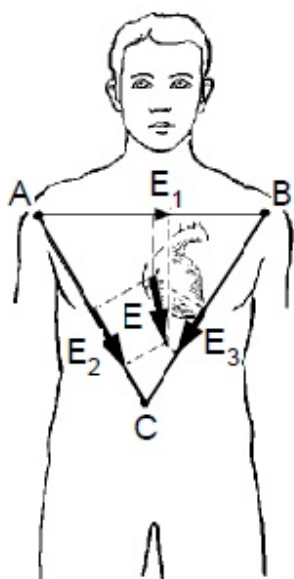


Рисунок 1.1 – Треугольник Эйнтховена

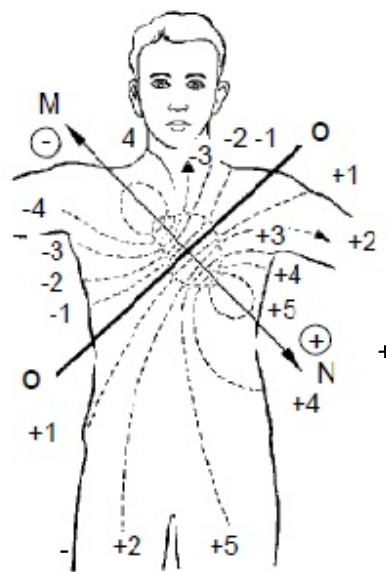


Рисунок 1.2 – Эквипотенциальные линии электрического поля сердца

Как следует из рис. 1.1, разность потенциалов, зарегистрированная между двумя любыми вершинами треугольника, пропорциональна проекции вектора, получившего название *электрический вектор сердца*, на соответствующую сторону треугольника. Съем биоэлектрических потенциалов

из соображений удобства производится не в точках  $A$ ,  $B$  и  $C$ , а в эквипотенциальных им точках на конечностях (рис. 1.2). При этом точке  $A$  эквипотенциальна поверхность правой руки, а соответствующий ей электрод обозначается буквой  $R$ ; точке  $B$  – поверхность левой руки (электрод  $L$ ); точке  $C$  – поверхность левой ноги (электрод  $F$ ). Каждая пара электродов, с помощью которых осуществляется съем и регистрация разности потенциалов между соответствующими точками, называется *отведением* (в образовании отведения может быть использовано и большее количество электродов).

Отведения, предложенные Виллемом Эйнтховеном, называются *стандартными* и обозначаются римскими цифрами I, II и III (рис. 1.3). Для облегчения борьбы с помехами к трем электродам для регистрации стандартных отведений добавляется четвертый вспомогательный электрод, который называется *нейтральным*, обозначается буквой  $N$  и обычно соединяется с корпусом электрокардиографа. Все стандартные отведения являются *биполярными*.

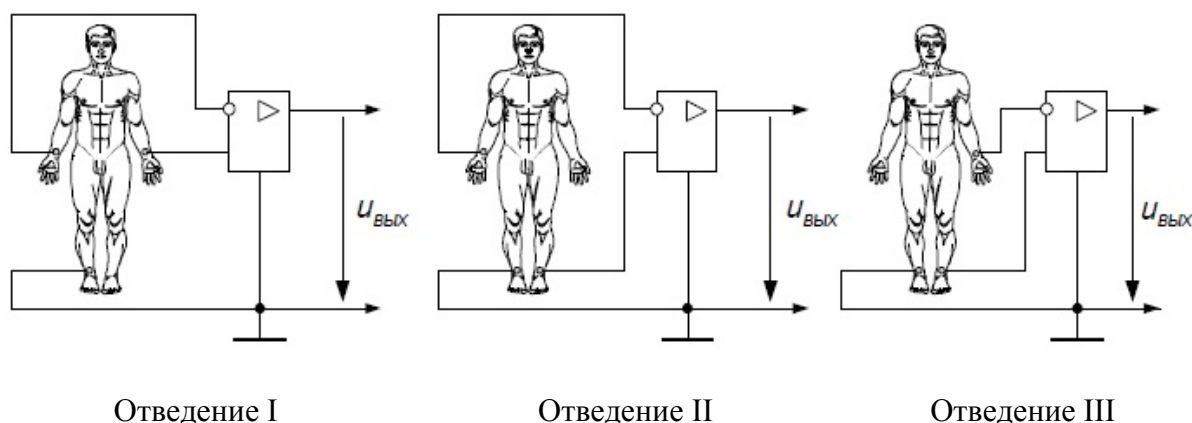


Рисунок 1.3 – Стандартные отведения по Эйнтховену

Шесть *униполярных* (монопольных, однополюсных) грудных отведений были предложены Томасом Вудро Вильсоном. Для таких отведений особенно важен выбор места наложения *индифферентного* электрода. По концепции Виллема Эйнтховена сумма потенциалов между вершинами треугольника равна нулю, следовательно, возможно создание искусственной нейтральной точки путем суммирования сигналов с электродов  $R$ ,  $L$  и  $F$  (рис. 1.4, а). Измерительный электрод при этом обозначается бук-

вой  $C$  и накладывается на одну из шести точек на грудной клетке (рис. 1.4, б). Для обозначения грудных электродов используется буква  $V$  с индексами, каждый из которых обозначает точку на грудной клетке:  $V_1 - V_6$ .

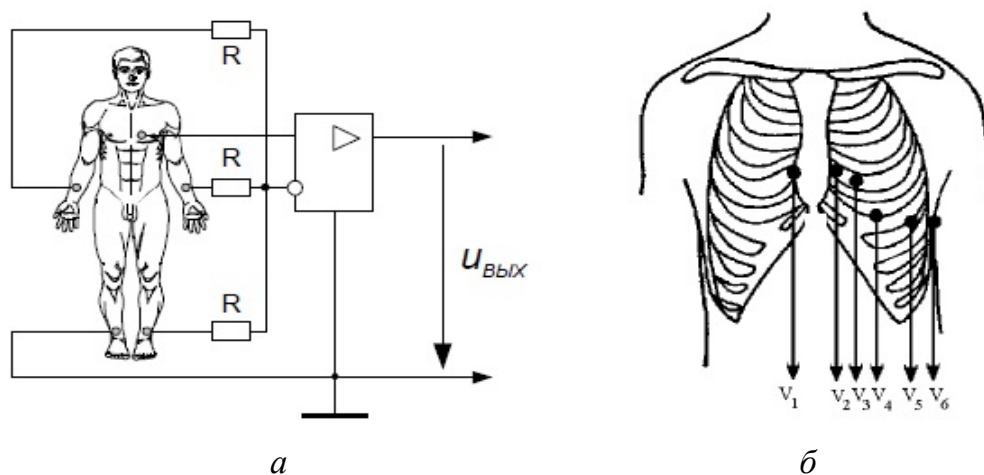


Рисунок 1.4 – Униполярные грудные отведения

Три усиленных униполярных отведения от конечностей по Гольдбергеру обозначаются как  $aVR$ ,  $aVL$  и  $aVF$ . В этих отведениях нейтральная точка образуется путем суммирования потенциалов лишь двух точек (рис. 1.5). При этом разность потенциалов измеряется и регистрируется в третьей точке относительно нейтральной.

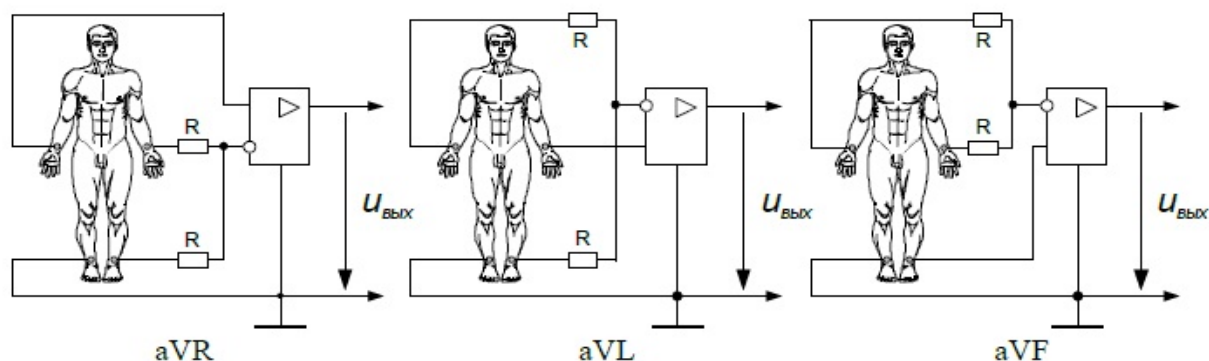


Рисунок 1.5 – Униполярные отведения от конечностей

Воспользовавшись концепцией Виллема Эйнтховена о равенстве нулю суммы потенциалов вершин  $\Delta ABC$ , можно показать, что предложенные Андресом Гольдбергером отведения действительно являются усиленными. Если производится измерение разности потенциалов в отведении  $aVR$ , а коэффициент усиления дифференциального усилителя равен 1, то можно записать

$$u_{\text{вых}} = u_{aVR} = u_R - (u_L + u_F) / 2, \quad (1.1)$$

где:  $u_R, u_L, u_F$  – потенциалы, снимаемые с помощью электродов  $R, L, F$  соответственно.

По теории Виллема Эйнтховена  $u_R + u_L + u_F = 0$ , следовательно, в любой произвольный момент времени  $u_L + u_F = -u_R$ .

Окончательно получим

$$u_{\text{вых}} = u_{aVR} = u_R + \frac{u_R}{2} = 1,5 u_R. \quad (1.2)$$

Строго говоря, ни отведения по Вильсону, ни отведения по Гольдбергеру не являются униполярными, поскольку в концепции Эйнтховена о треугольнике сделано достаточно много допущений. В результате современных исследований было установлено, что потенциал искусственно созданного нейтрального электрода по Вильсону составляет 0,15–0,26 мВ. Кроме того, соединенные при этом точки оказываются шунтированными резисторами суммирующей цепи, это приводит к искажению значений регистрируемых потенциалов. Однако, выбирая сопротивления резисторов суммирующей цепи в несколько кОм, можно снизить погрешность регистрации до 1–5 %. Подключение таких резисторов в суммирующую цепь отведений Гольдбергера также позволяет снизить влияние погрешности, обусловленной шунтированием, до 1 %.

## 1.2. Электрокардиограмма и ее параметры

Каждый характерный участок ЭКГ соответствует определенному этапу функционирования сердца в сердечно-сосудистой системе.

Четыре камеры сердца действуют как два синхронизированных двухступенчатых насоса. Правая часть сердца подает кровь в легкие для насыщения ее кислородом (*легочная циркуляция*), а левая – к остальным систе-

мам (*системная циркуляция*). Поступающая кровь заполняет *правое предсердие*, после чего оно сокращается и выталкивает кровь через *правый предсердно-желудочковый* (трехстворчатый) *клапан в правый желудочек*, который затем сокращается и выталкивает кровь в систему легочной циркуляции. Из легочной системы насыщенная кислородом кровь поступает в *левое предсердие*. Отсюда кровь через *левый предсердно-желудочковый клапан* (митральный) поступает в *левый желудочек*. При сокращении мышц левого желудочка кровь поступает в круг системной циркуляции. Работа сердца синхронизирована таким образом, что оба предсердия сокращаются одновременно, после этого одновременно сокращаются оба желудочка.

Автоматическая деятельность сердца, ритмическое возникновение процессов деполяризации, их распространение по миокарду предсердий и желудочков осуществляется благодаря наличию в миокарде особой нервно-мышечной ткани, т.н. проводящей системы сердца, которая состоит из синоатриального узла (синусовый узел), атриовентрикулярного узла (узел Ашоффа-Тавара), пучка Гиса, его ножек и мелких разветвлений – волокон Пуркинье.

Возбуждение, возникнув в синоатриальном узле, диффузионно распространяется по миокарду предсердий, достигая *атриовентрикулярного узла*. В этой точке специальные нервные волокна замедляют распространение потенциала действия, обеспечивая соответствующую временную задержку между сокращениями предсердий и желудочков. В течение этого времени предсердия завершают сокращение, выталкивают кровь в желудочки, наполняя их.

После этого атриовентрикулярный узел создает импульс в желудочках, проходящий через пучок Гиса по ножкам пучка, которые соединяются с волокнами Пуркинье в миокарде. Однако волновой фронт в желудочках распространяется не вдоль поверхности, а перпендикулярно ей – от внутренней к внешней части стенки желудочка – до тех пор, пока весь желудочек не станет деполяризованным. Тогда желудочки сокращаются, выталкивая кровь в системы легочной и системной циркуляции.

За волной деполяризации следует волна реполяризации (с интервалом 0,2 ... 0,4 с). Реполяризация, однако, не возникает под влиянием соседних мышечных клеток – каждая клетка возвращается к потенциалу покоя независимо.



Базовые зубцы на ЭКГ со времен Вильяма Эйнтховена обозначают буквами *P*, *Q*, *R*, *S*, *T* (рис. 1.6). Этими буквами называют интервалы (и их длину) и сегменты. Данные о времени обычно приводят в миллисекундах, а о напряжении – в милливольтгах.

Зубец *P* – возникает при деполяризации предсердий.

Интервал *PQ* – измеряется от начала зубца *P* до начала зубца *Q* (если зубца *Q* нет, то измерения интервала проводятся до начала зубца *R* и этот интервал называют *PR*). Данный интервал соответствует времени, которое требуется для поляризации предсердия (зубец *P*), и времени распространения возбуждения атриовентрикулярным путем, Гисовым пучком и его ветками.

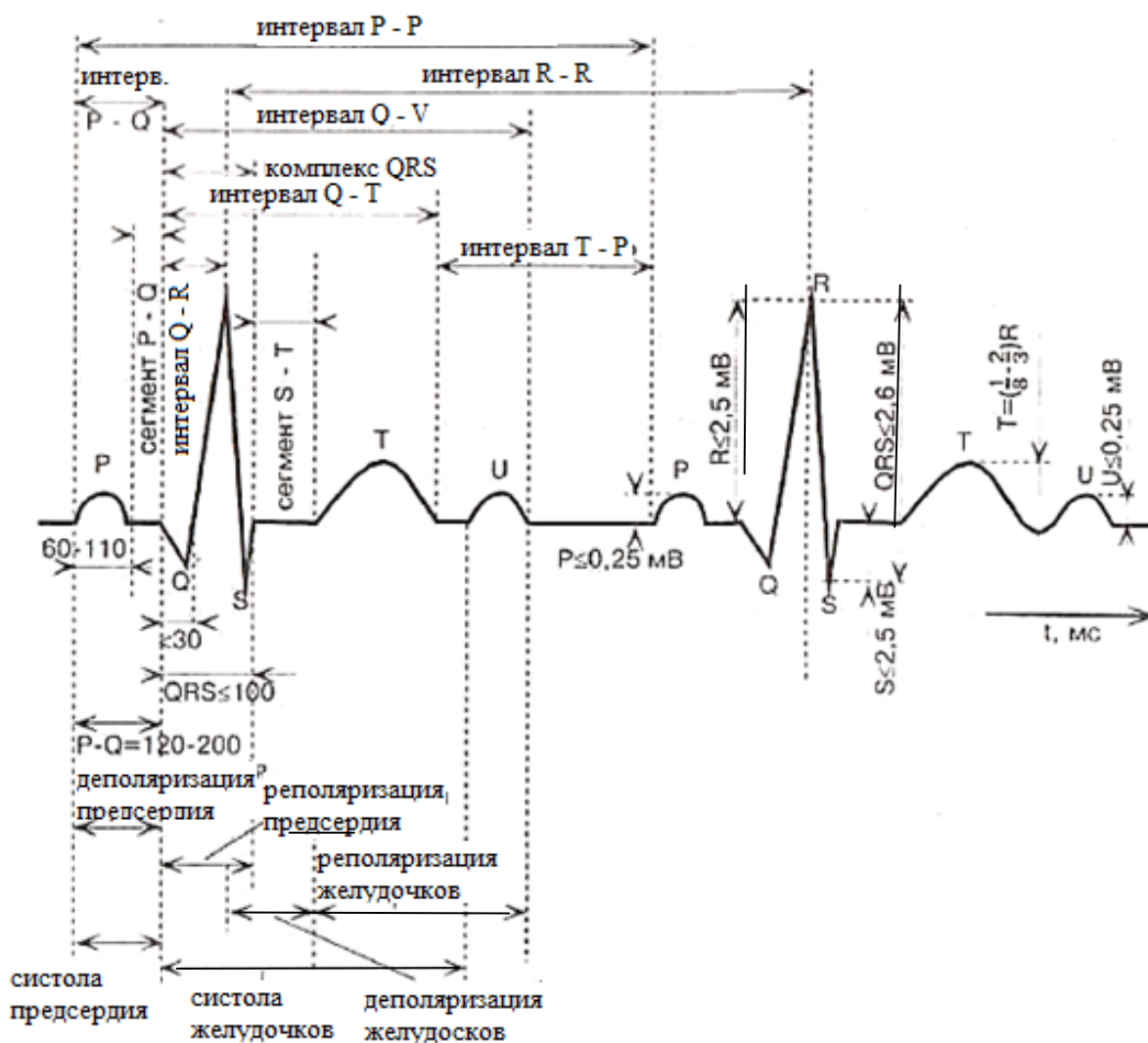


Рисунок. 1.6 – Базовые зубцы и интервалы ЭКГ

Зубец  $Q$  – отражает деполяризацию перепонки между желудочками (у некоторых пациентов зубец  $Q$  отсутствует). В норме зубец  $Q$  может быть глубоким, в отводе  $aVR$  – тем же самым. Положительный зубец  $Q$  обычно значительно уменьшается или совсем пропадает при интенсивном вздохе (он зависит от геометрического положения сердца).

Зубец  $R$  – произвольный положительный зубец  $QRS$ -комплекса. Он отражает деполяризацию передней, задней и боковых стенок желудочков, то есть начало систол желудочков. В случае расщепления  $QRS$ -комплекса может быть два и даже три зубца  $R$  (обычно является патологическим признаком). Снижение выброса  $R$  появляется как в случае внесердечных болезней (например, эмфизема легких), так и в случае обширных процессов в миокарде (например, инфаркт миокарда).

В соответствии с полярностью зубцов в  $QRS$ -комплексе (или по полярности зубцов в начале комплекса) в клинической практике используют символические обозначения. Несколько примеров приведем на рис. 1.7. Малое  $r$  означает, что  $r$ -зубец меньше, чем зубец  $S$ . риск обозначают символы, соответствующие второму случаю того же зубца, например,  $rSR'$ .



Рисунок 1.7 – Символическое обозначение зубцов ЭКГ, используемые в медицинской практике

Если зубец  $R$  исчезает, а зубец  $Q$  и  $S$  (одной полярности) сливаются в один – ставят знак  $QS$ .

Если первый зубец комплекса имеет низкий уровень, то его обозначают  $qS$ . Если  $RV1 + SV5 < 1,05$  мВ, то подозревают гипертрофию правого желудочка. В случае  $RV5 + SV1 > 3,5$  мВ говорят часто, что имеет место гипертрофия левого желудочка (но это имеет место и у молодых людей и спортсменов, когда никакой гипертрофии нет).

Интервал  $P-R$  – продолжительность прохождения сигнала Гисовым пучком.

Сегмент  $ST$  – интервал времени от конца  $QRS$ -комплекса до начала зубца  $T$ . (Если зубец  $S$  отсутствует, сегмент обозначают как  $RT$ ). Сегмент соответствует времени окончания деполяризации желудочков и начала их медленной реполяризации. В норме сегмент  $ST$  всегда изоэлектрическая. В интервале  $ST$  ионы движутся в направлении, при котором их концентрация увеличивается. Поэтому этот сегмент чувствителен к ряду факторов, влияющих на метаболизм клеток (изменение концентрации калия, введение лекарств и т. д.).

Зубец  $T$  отвечает быстрой реполяризации желудочков. Для зубца  $T$  важно определить его локализацию на оси времени и амплитуду. Конечно зубец  $T$  ориентирован относительно главного зубца  $QRS$ -комплекса. В норме зубец  $T$  положительный во всех отведениях (кроме  $aVR$ , где всегда отрицательный). В отведениях  $III$  и  $V1$  он тоже иногда может быть отрицательным. Амплитуда зубца  $T$  выдающимся образом связана с амплитудой зубца  $R$ . В норме она составляет от  $1/8$  до  $2/3$  амплитуды зубца  $R$ . Длительность зубца  $T$  обычно не превышает 250 мс (но эта цифра не имеет фундаментального диагностического значения). Отклонение зубца  $T$  (и сегмента  $ST$ ) от нормы обычно вызваны ишемией миокарда или передозировкой наперстянки.

Интервал  $Q-T$  измеряется от начала зубца  $Q$  ( $R$ ) до конца зубца  $T$ . Этот интервал соответствует электрической систоле желудочков. Продолжительность этого интервала зависит от частоты сердца и других факторов. По мнению большинства авторов номинальная продолжительность интервала  $Q-T$  составляет 420 мс.

Сердечный цикл состоит из систолы (ее продолжительность примерно равна 38 % сердечного цикла – СЦ) и диастолического (62 % СЦ). В начале систолы давление в желудочках ниже, чем в аорте, и из желудочков не вытесняется кровь. Эта начальная фаза составляет 9 % СЦ. Вторая фаза систолы (период вытеснения, эджекции) составляет около 29 % СЦ. Эта фаза решающим образом определяет продолжительность систолы.

Во времени диастолического расслабленного сердце наполняется кровью из области вен. Диастолическое состоит из фазы наполнения (42,2 % СЦ), предсistolы (10,5 % СЦ) и межсистолического интервала (10 % СЦ).

Фаза наполнения состоит из переддиастолы (когда имеет место релаксация миокарда длиной 3,7 % СЦ), фазы быстрого наполнения (кровь быстро втягивается в желудочка – 10 % СЦ), фазы медленного наполнения (давление предсердия и желудочков выравниваются – приложение крови к желудочка очень мал – длина 28,5 % СЦ).

Значение амплитуды R-зубца, для нормальной ЭКГ, может изменяться в пределах 0,5–1,0 мВ, но иногда достигает 2 мВ. В этом случае остальные значения максимальных амплитуд ЭКГ изменяются пропорционально.

Типичные значения амплитуд для нормальной ЭКГ, снятой с поверхности тела, приведены в табл. 1.1.

Таблица 1.1 – Типичные значения амплитуд для нормальной ЭКГ

| Зубец      | $P$ | $Q^*$ | $R$       | $S^*$ | $T$       |
|------------|-----|-------|-----------|-------|-----------|
| $U_m$ , мВ | 0.2 | 0,1   | 0,5...1,5 | 0,2   | 0,1...0,5 |

\* при наличии.

Другими важными параметрами ЭКГ являются длительности различных *интервалов* и *сегментов* (рис. 1.6, а). В типичных случаях общее время, необходимое для завершения одного полного цикла электрической активности сердца: 0,4–0,6 с. Во время интервала  $Q-T$  желудочки находятся в рефракторном состоянии. Следовательно, от начала  $QRS$  комплекса до начала зубца  $T$  желудочки не отвечают ни на какую стимуляцию. Во время зубца  $T$  некоторые клетки желудочков будут отвечать на нормальное стимулирование, другие остаются в рефракторном состоянии. Это время называют *периодом уязвимости сердца*.

Длительности интервалов и сегментов (рис. 1.6) находятся в пределах, указанных в табл. 1.2.

Таблица 1.2 – Длительности интервалов и сегментов для нормальной ЭКГ

| Интервалы   |             |             |             | Сегменты    |             |
|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| $P-R$       | $QRS$       | $S-T$       | $Q-T$       | $P-R$       | $S-T$       |
| 0,12...0,20 | 0,06...0,10 | 0,18...0,30 | 0,35...0,40 | 0,04...0,80 | 0,12...0,16 |

*Частота сердечных сокращений* (ЧСС) наряду с электрокардиограммой имеет большое диагностическое значение. Именно поэтому при съеме электрокардиограммы ЧСС измеряется как самостоятельный показатель деятельности сердечно-сосудистой системы. Как физиологический показатель, ЧСС сильно зависит от физической нагрузки и эмоционального состояния человека. Диапазон изменения ЧСС составляет от 20 до 240 уд/мин (0,33–4,0 Гц). У здорового человека в спокойном состоянии частота сердечных сокращений составляет 60–80 уд/мин, снижение частоты ниже 60 уд/мин называется *брадикардией*, а превышение 90 уд/мин – *тахикардией*.

Для оценки деятельности сердечно-сосудистой системы используется два вида ЧСС: *текущая* (определенная в течение одного периода) и *средняя* (определенная в течение некоторого временного интервала, составляющего, как правило, не менее десяти периодов).

### **1.3. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов**

В связи с многообразием электрофизиологических методов и методик, к электродам как к элементам съема информации предъявляются специфические требования: они должны минимально исказить регистрируемый потенциал и не вызывать раздражающего действия. Их конструкция должна обеспечивать быструю фиксацию на любом участке тела без артефактов и помех; они должны обладать эластичностью при достаточной механической прочности, высокой технологичностью, и экономичностью. Этими требованиями и объясняется разнообразие конструкций электродов.

*По назначению* электроды можно разделить на четыре группы:

- для одноразового использования в основном в кабинетах функциональной диагностики;
- для длительного, непрерывного наблюдения биоэлектрических сигналов в условиях палат реанимации, интенсивной терапии, при исследовании состояния человека в процессе трудовой деятельности;
- для динамических наблюдений при наличии интенсивных мышечных помех в условиях физических нагрузок, в спортивной медицине и палатах реабилитации;
- для экстренного применения в условиях скорой помощи.

*По конструктивному исполнению* электроды могут быть разделены на три группы:

- электроды для снятия биоэлектрических потенциалов с поверхности тела, представляющие собой токопроводящие (обычно металлические) круглые или прямоугольные пластины небольшой площади (0,3...80 см<sup>2</sup>);
- полостные электроды в виде желудочных зондов или внутрисердечных катетеров;
- игольчатые электроды, вводимые в исследуемые ткани или орган.

Общим требованием, предъявляемым к поверхностным электродам, является уменьшения переходного сопротивления электрод – кожа, целиком определяющего погрешность импеданса. Значение этого сопротивления зависит от материала электрода, свойств кожи, площади ее соприкосновения с электродом, а также от свойств межконтактного слоя между электродом и кожей.

Теория электродов и основные принципы, определяющие их разработку и характеристики функционирования, являются необходимыми составляющими частями теории, объясняющей измерения биоэлектрических потенциалов.

Простейшие электроды, используемые для измерения биоэлектрических потенциалов, представляют собой металлические пластины, которые можно размещать на поверхности или внутри тела. При этом жидкости, входящие в состав организма, можно рассматривать как электролиты. В результате электрохимической реакции между металлом и раствором возникает разность потенциалов. Следовательно, химические принципы работы простого гальванического элемента (рис. 1.8), можно использовать для объяснения основ теории электродов.

На рис. 1.8, *a* показан серебряный электрод, погруженный в соляной раствор, являющийся электролитом. Так как серебро является хорошим проводником электрического тока, то оно имеет избыток относительно свободных валентных электронов. При погружении серебряного электрода в электролит некоторые из его валентных электронов переходят в раствор.

Это приводит к тому, что бывший ранее электрически нейтральным электрод становится заряженным положительно по отношению к электро-

литу. Возникающая разность потенциалов называется *потенциалом полуэлемента*, это один из двух потенциалов, ассоциирующихся с гальваническим элементом.

Для погруженного в электролит серебряного электрода потенциал полуэлемента составляет примерно  $e_{Ag} \approx 0,8B$ . При погружении в электролит медного электрода (рис. 1.8, б) некоторые из его валентных электронов также переходят в раствор и электрод становится положительно заряженным по отношению к электролиту. Значение потенциала полуэлемента медного электрода составляет  $e_{Cu} \approx 0,3B$ . На рис. 1.8, показаны оба электрода, погруженные в электролит.

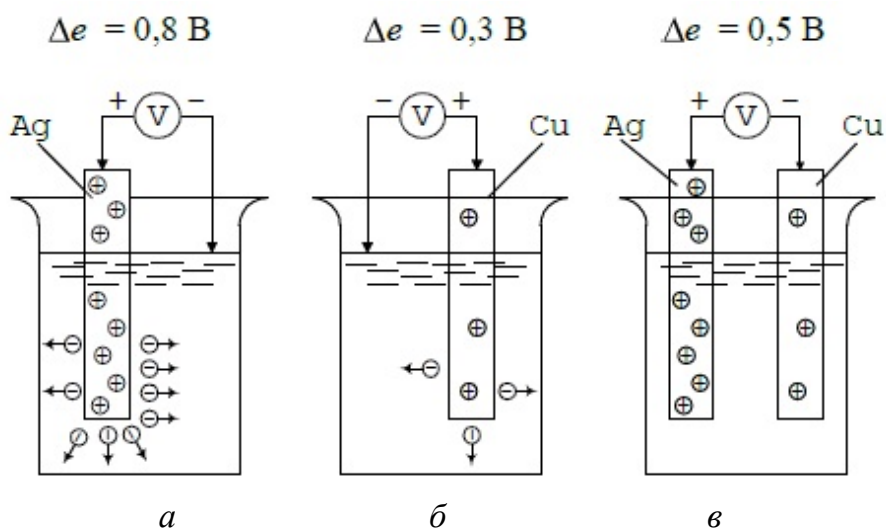


Рисунок 1.8 – Химические реакции между металлическими электродами

Так как потенциалы полуэлементов для серебра и меди равны соответственно 0,8 и 0,3 В и оба электрода положительны по отношению к электролиту, то разность потенциалов между электродами составит:

$$\Delta e = e_{Ag} - e_{Cu} = 0,8 - 0,3 = 0,5B,$$

т. е. серебряный электрод положителен по отношению к медному электроду.

Таким образом, при погружении в один и тот же электролит двух электродов из разнородных металлов между ними появляется постоянное напряжение. Такие электроды можно использовать для создания гальва-

нического элемента, но их нельзя применять для измерения биоэлектрических потенциалов. В тоже время, из предыдущего объяснения ясно, что два одинаковых металлических электрода, погруженные в один и тот же электролит, не должны создавать разности потенциалов.

На рис. 1.9, а показано поперечное сечение двух серебряных электродов, используемых для снятия биоэлектрических потенциалов и контактирующих с поверхностью кожи, которая действует как электролит. Если эти электроды химически идентичны, то каждый из них будет иметь один и тот же потенциал полуэлемента, а результирующая разность потенциалов между электродами окажется равной нулю. Однако из практики известно, что даже специально подобранные (согласованные) электроды имеют некоторые химические различия.

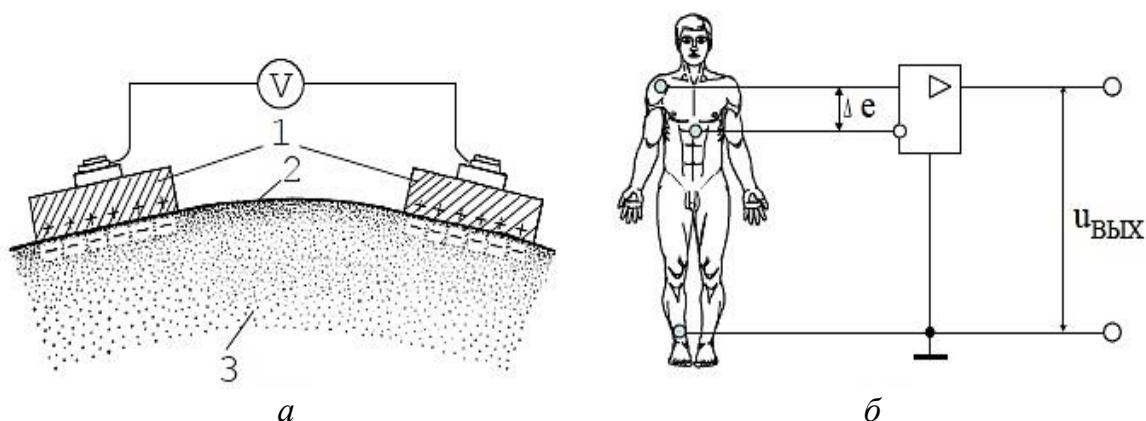


Рисунок 1.9 – Электродный потенциал смещения:

1 – серебряные электроды; 2 – поверхность кожи; 3 – тканевая жидкость (электролит)

Наличие таких различий приводит к тому, что между электродами, контактирующими с телом пациента, возникает разность потенциалов, которая называется *напряжением смещения электродов*. При подключении электродов с помощью проводников ко входу дифференциального усилителя (рис. 1.8, б) последний будет реагировать на напряжение смещения точно так же, как и на физиологические сигналы, поступающие от организма.

Значения и полярности потенциалов полуэлемента для электродов определяются в основном применяемыми материалами. Например, серебряный электрод в контакте с электролитом создает потенциал полуэлемента +0,8 В,



что приблизительно в 800 раз больше максимального значения сигнала ЭКГ, которое можно измерить на поверхности тела.

Даже при использовании очень хорошо согласованных электродов возникающее на них напряжение смещения может существенно превышать значение измеряемого биоэлектрического потенциала, что приведет к получению неверных результатов.

Эксперименты показали, что происходящие в электродах химические явления могут явиться причиной возникновения флуктуаций напряжения (шумов), при отсутствии каких-либо физиологических сигналов. Как шум, так и потенциал полуэлемента, можно уменьшить, выбрав соответствующий материал электродов или (в некоторых случаях) специально их обработав. Было установлено, что электрод серебро–хлорид серебра (Ag–AgCl) является наиболее стабильным и его потенциал полуэлемента крайне мал. Электрод такого типа изготавливается путем химического покрытия куска почти чистого серебра солью – хлоридом серебра. Обычно покрытие производят, погружая очищенный серебряный электрод в раствор хлористого натрия. В этот же раствор погружают и второй серебряный электрод, а затем оба электрода подсоединяют к источнику постоянного напряжения таким образом, чтобы электрод, который покрывается хлоридом серебра, был положителен по отношению к другому. При этом ионы серебра соединяются с ионами хлора из соляного раствора и образуют тонкую пленку нейтральных молекул хлорида серебра, которая покрывает серебряный электрод.

При очистке серебряного электрода после использования необходимо проявлять осторожность, чтобы не повредить покрытие из хлорида серебра. Эти электроды можно очищать лишь мягкой хлопчатобумажной тканью, смоченной изопропиловым спиртом или теплой водой.

Электроды, применяемые для снятия биоэлектрических потенциалов тела, могут иметь самые различные формы и размеры. Более крупные электроды обычно применяют для снятия ЭКГ, так как при этом не так важна локализация измерений. На ранней стадии измерений биоэлектрических потенциалов использовались *иммерсионные электроды*, которые представляли собой сосуды с солевым раствором, в которые пациент погружал руки и ноги. Использование электродов такого типа было связано

с многочисленными трудностями, например неудобное фиксированное положение пациента и опасность разлить электролит.

По сравнению с иммерсионными электродами введенные в практику примерно в 1917г. пластинчатые электроды были значительным шагом вперед. Однако при наложении электродов на поверхность кожи на переходе электрод–кожа возникает определенное электрическое сопротивление.

Для надежной записи физиологических сигналов, свободной от артефактов, необходимо, чтобы электроды имели хороший (с малым сопротивлением) контакт с кожей. Так как верхний слой кожи в значительной мере состоит из мертвых клеток и на нем всегда присутствует некоторое количество жиров и грязи, то естественное электрическое сопротивление кожи высоко по сравнению с сопротивлением жидкостей в организме. Поэтому при размещении электродов на поверхности кожи те места, на которые они будут наложены, обычно подготавливают путем обработки. Слой мертвых клеток может быть удален спиртом или какими-либо другими подходящими очищающими веществами. Сначала между электродами и кожей пациента размещались хлопчатобумажные или фетровые прокладки, пропитанные соевым раствором. Позднее прокладки были заменены проводящими пастами, которые широко доступны в настоящее время. Эти пасты образуют как бы мост между ионами тела и поверхностью электрода и обеспечивают низкое сопротивление перехода электрод – кожа. В состав паст входят желеобразователи (например – крахмал), электропроводящие соли (обычно хлориды калия или натрия), а иногда и порошкообразные абразивные материалы для нарушения целостности верхних слоев кожи, обладающих наибольшим электрическим сопротивлением. Пластинчатые электроды такого типа используются и сегодня, так же как и пропитанные соевым раствором марлевые прокладки.

Другим, довольно старым типом электрода, который используется и в настоящее время, является электрод на присоске, в котором с кожей контактирует только кольцевой край. Используются электроды на присосках двух размеров: с диаметром чашечки около 30 мм для обследования взрослых пациентов и с диаметром 15 мм для обследования детей. Обычно такие электроды применяются для грудных отведений при снятии ЭКГ.

Одним из неудобств, при использовании пластинчатых электродов, является возможность их сползания или смещения. Эта проблема возникает и при использовании электрода на присоске после его достаточно длительной эксплуатации. Даже малейшее перемещение изменяет толщину тонкой пленки электролита между металлом и кожей, что приводит к изменению потенциала смещения и контактного сопротивления. Эти изменения проявляются как артефакты при записи ЭКГ или на экране монитора для наблюдения за пациентом, они являются источниками дрейфа нуля или возникновения блуждающих потенциалов. Во многих случаях изменения потенциала оказываются настолько существенными, что измерение биоэлектрических потенциалов становится невозможным.

Для исключения таких явлений было найдено несколько методов. Одни из них предлагают использование липкой ленты для закрепления электродов, другие – изготовление поверхности электрода с зубцами которые проникают в кожу, уменьшая контактное сопротивление и снижая вероятность соскальзывания электрода.

Позднее некоторые изготовители предложили несколько моделей нового типа электрода – *плавающего* или *электрода со столбом жидкости*. В таких электродах возникновение артефактов, обусловленных перемещением, практически полностью устраняется, так как здесь отсутствует прямой контакт между металлом и кожей. Единственным проводящим путем между металлом и кожей является слой пасты или желе, который образует электролитический мост.

Даже если поверхность электрода образует прямой угол с поверхностью кожи, функционирование электрода не ухудшается, так как электролитический мост поддерживает контакт и с кожей, и с электродом.

На рис. 1.10 показано поперечное сечение плавающего электрода, металлическая поверхность которого находится в углублении и не может непосредственно контактировать с кожей. Плавающие электроды обычно прикрепляются к коже с помощью двухстороннего клейкого хомутика или кольца.

В последнее время в практику вошли различные типы *одноразовых электродов*, которые устраняют необходимость их очистки после каждого использования и упрощают сам процесс исследований. В большинстве случаев одноразовые электроды являются плавающими с простым зажимом для подключения проводников.

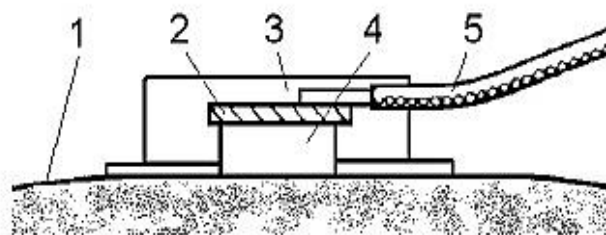


Рисунок 1.10 – Схема плавающего поверхностного электрода:

1 – поверхность кожи; 2 – диск из серебра- хлорида серебра; 3 – пластиковый или резиновый корпус и крепление; 4 – пространство для электродной пасты; 5 – подводящие провода

Некоторые одноразовые электроды уже при изготовлении смазываются пастой, что устраняет необходимость наносить пасту между электродом и подготовленной поверхностью кожи.

Разработаны одноразовые электроды, при использовании которых не нужны проводящие пасты и подготовка кожи. Эти электроды содержат слой электролитической жидкости и тонкопленочную проницаемую мембрану, которая контактирует с кожей. При установке электродов на поверхности кожи мембрана с микропорами пропускает электролит и увлажняет кожу, что устраняет необходимость её подготовки для измерения биоэлектрических потенциалов.

Усовершенствованные одноразовые электроды можно использовать для непрерывного наблюдения за пациентами в течение длительного времени, при небольшом дискомфорте для пациента.

Гибкие пластиковые конструкции электродов и чашечек, мягкие пенопластовые липкие кольца позволяют таким электродам точно следовать всем контурам тела. Кроме того, пенопластовые кольца, наложенные на кожу, предотвращают проникновение воздуха к электроду и высыхание пасты. Поэтому низкое сопротивление кожи сохраняется в течение относительно длительного времени.

Все кожные электроды, используемые для непрерывного наблюдения, необходимо периодически перемещать на смежные участки кожи пациента, так как электролитическая среда и липкий состав могут вызвать сильное раздражение кожи. В некоторых специализированных отделениях

электроды перемещают и заменяют (если они одноразовые) каждые 8 ч, в других отделениях не реже одного раза за 24 ч, в зависимости от чувствительности кожи пациента.

Электроды для измерения биоэлектрических потенциалов участков под кожей могут иметь форму иглы. Проводящие катетеры, содержащие электроды и проводники, позволяют записывать ЭКГ даже из внутренних областей камер сердца.

#### **1.4. Классификация электрокардиографов**

Электрокардиографы в зависимости от точности воспроизведения формы сигнала принято разделять на 3 класса.

К классу 1 относят наиболее точные приборы, предназначенные для комплексных исследований сердечно-сосудистой системы. Они имеют четыре или шесть каналов, используемых также для записи звуков сердца (фонокардиография), пульсовых колебаний сосудов (сфигмография), незначительных перемещений тела, возникающих в результате сокращения сердца и движения крови в крупных сосудах (баллистокардиография) и др. Соответственно приборы класса 1 должны регистрировать без искажений колебания с частотой до 800–1000 Гц, иметь большой набор скорости движения бумажной ленты и другие повышенные характеристики.

Приборы класса 2 имеют обычно один или два канала и предназначены для регистрации электрокардиограммы в ходе диагностического процесса. Наибольшая частота регистрируемых колебаний у этих приборов составляет 70–100 Гц, что позволяет без искажений воспроизводить все характерные особенности биопотенциалов сердца.

Электрокардиографы класса 3 представляют собой портативные одноканальные приборы, предназначенные, в основном, для использования на дому, в условиях скорой и неотложной помощи для быстрого установления состояния больного. Наибольшая частота записываемых колебаний для этих приборов составляет 60–70 Гц. Приборы 3-го класса имеют только автономный источник питания либо допускают также питание и от сети переменного тока. Основное требование к этим приборам – малые габариты и масса.

## 1.5. Проблемы регистрации электрокардиограмм

Электрокардиограф является чувствительным регистрирующим устройством, следовательно он может легко регистрировать нежелательные электрические сигналы или артефакты, которые могут замаскировать или исказить реальные сигналы ЭКГ. Иногда, чтобы установить источник этих артефактов и исправить ситуацию, опытному оператору приходится использовать все свои навыки.

Рассмотрим наиболее часто встречающиеся типы помех и причины их возникновения.

*Помехи по переменному току* вызываются поступлением на вход электрокардиографа небольшой части напряжения питания. Они проявляются как утолщения горизонтальной оси; переключив скорость протяжки бумаги на 50 мм/с, можно увидеть, что ось имеет вид регулярной волны с постоянной амплитудой. Эти помехи могут вызываться несколькими причинами, для устранения которых необходимо:

- проверить, что пациент не касается никакого металлического объекта, например спинки и стоек кушетки;
- устранить или выключит другие электроприборы, например, часы, радиоприемник или лампы, находящиеся вблизи пациента;
- при использовании более старых образцов электрокардиографов убедиться, что до подсоединения кабеля к пациенту была проверена полярность;
- удостовериться, что все электроды наложены с соответствующим количеством электродной пасты или геля и что все электроды укреплены достаточно прочно;
- если при подключении электрокардиографа к какой-то конкретной розетке постоянно возникают существенные помехи по переменному току, то это указывает на неисправности проводки или розетки. В такой ситуации необходимо проверить электрические цепи и устранить возможную опасность для персонала и пациента.

Если пациент не полностью расслаблен, то *мышечные потенциалы* могут привести к нестабильности кривой ЭКГ. Эти помехи можно отличить от помех по переменному току, так как они имеют нерегулярный характер.

Поэтому важно, чтобы пациент при записи ЭКГ находился в удобном положении и был расслаблен. У пациентов, страдающих паркинсонизмом или разбитых параличом, получить удовлетворительную запись трудно.

*Блуждание оси* (изолинии) может происходить из-за резких движений пациента или из-за механических деформаций электродных проводов, что вызывает неожиданные изменения электродных потенциалов.

*Нечеткость линии* при записи кривой ЭКГ (чрезмерно широкая и сплошная или прерывистая горизонтальная линия или ее исчезновение во время записи зубца *R*) может быть вызвана неправильной установкой температуры пера или налипанием остатков воска на нагретое перо. Если регулировка температуры пера не исправляет полностью положения, то остатки могут быть удалены путем установки переключателя отведения в положение «Стандарт» и мягким поднятием пера с бумаги; при этом температура пера увеличивается до максимальной примерно за 10 с.

Сведения относительно других возможных источников помех и мер по их устранению можно найти в руководствах по применению приборов, которые поставляются вместе с приборами.

### **Вопросы и задания для самопроверки**

1. Изложите основные принципы и допущения теории Эйнтховена о биоэлектрической активности сердца.
2. Дайте определения биполярным и униполярным электрокардиографическим отведениям.
3. Приведите схемы стандартных отведений, предложенных Эйнтховеном. Укажите, как они обозначаются.
4. Приведите схемы униполярных грудных отведений, предложенных Вильсоном. Укажите места наложения грудного электрода.
5. Приведите схемы усиленных униполярных отведений, предложенных Гольденбергом. Докажите, что результирующий сигнал в любом усиленном отведении действительно больше чем в стандартных.
6. Приведите электрокардиограмму в норме, зарегистрированную во втором стандартном отведении. Перечислите основные элементы ЭКГ, имеющие диагностическое значение, и укажите их параметры.

7. По каким принципам и на какие группы делятся электроды для съема биоэлектрических потенциалов? Дайте характеристику каждой группы.

8. Изложите основные принципы теории электродов для съема биоэлектрических потенциалов.

9. Укажите основные приемы снижения сопротивления контакта между электродом и кожей при регистрации электрокардиограмм.

10. По каким признакам электрокардиографы разделяются на классы? Укажите характерные особенности каждого из классов.

11. Перечислите основные проблемы регистрации электрокардиограмм и укажите пути их решения.



## **2. ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФ ЭК1Т–04**

### **2.1. Назначение и основные технические данные электрокардиографа**

Электрокардиограф ЭК1Т–04 – это персональный одноканальный прибор с регистрацией на теплочувствительной диаграммной ленте при помощи теплового пера, имеющий автоматический и ручной режим работы измерения и регистрации кардиографических отведений.

Электрокардиограф ЭК1Т–04 предназначен для измерения и графической регистрации биоэлектрических потенциалов сердечной деятельности при диагностике состояния сердечно-сосудистой системы человека.

Электрокардиограф может применяться в медицинских учреждениях и при оказании медицинской помощи на дому.

По электробезопасности электрокардиограф соответствует требованиям, предъявляемым к приборам класса I типа ВF по ДСТУ 3798–98, и не предназначен для снятия электрокардиограмм с помощью внутрисердечных электродов.

Электрокардиограф ЭК1Т–04 имеет, наряду с основной, дополнительную изоляцию сетевых цепей и изолированную рабочую часть, испытание напряжением переменного тока величиной 4000, которые обеспечивают электрическую безопасность пациента и обслуживающего персонала без применения защитного заземления.

Выходы электрокардиографа защищены от импульсов дефибриллятора с энергией до 200 Дж при работе с кабелем пациента, входящего в состав прибора.

Основные технические данные электрокардиографа ЭК1Т–04 приведены в табл. 2.1.

Таблица 2.1 – Основные технические данные электрокардиографа ЭК1Т–04

| Параметр   | Ед. изм.  | Значение   |
|--|-----------|--|
| 1  | 2         | 3  |
| Регистрируемые отведения   | –         | <i>I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6</i> |
| Чувствительность   | мм/мВ     | 5, 10, 20  |
| Диапазон регистрируемых сигналов   | мВ        | 0,03–5   |
| Относительная погрешность  | %         | ±15  |
| – измерения в диапазонах:  |           |  |
| от 0,1 до 0,5 мВ, не более   | %         | ±7   |
| от 0,5 до 4 мВ, не более   | %         | ±7   |
| – измерения интервалов времени в диапазоне 0,1–1,0 с, не более                         | %         | ±7   |
| – скорости движения носителя записи, не более  | %         | ±5   |
| Эффективная ширина записи канала, не более   | мм        | 40   |
| Скорость движения носителя записи  | мм/с      | 25, 50   |
| Нелинейность в пределах  | %         | ±2   |
| Неравномерность амплитудно-частотная характеристика в диапазонах частот:               |           |  |
| – от 0,5 до 60 Гц  | %         | минус 10+5   |
| – от 60 до 70 Гц   | %         | минус 30+5   |
| Постоянная времени, не менее   | с         | 3,2  |
| Электропитание от:   |           |  |
| – сеть переменного тока 50 Гц  | В         | 220±22   |
| – 10 аккумуляторов с суммарным напряжением   | В         | 12   |
| Мощность, потребляемая от сети переменного тока, не более                              | ВА        | 30   |
| Количество записанных электрокардиограмм в автоматическом режиме от свежезаряженных АБ | шт.       | 60   |
| Время заряда аккумуляторов, не более   | час       | 14   |
| Условия эксплуатации:  |           |  |
| – температура окружающей среды   | °С        | +10–35   |
| – относительная влажность воздуха при 25 °С  | %         | 80   |
| – атмосферное давление   | мм.рт.ст. | 630–800  |

Окончание таблицы 2.1

| 1   | 2   | 3         |
|---|-----|-----------|
| Время непрерывной работы от сети переменного тока в режиме:<br>Записать ЭКГ – мин, перерыв – 8 мин. | час | 8         |
| Габаритные размеры, не более:   |     |           |
| – длина   | мм  | 265       |
| – ширина  | мм  | 225       |
| – высота  | мм  | 88        |
| – БПС   | мм  | 195x80x85 |

## 2.2. Органы управления и индикаторы режимов работы электрокардиографа ЭК1Т-04

2.1.1. Электрокардиограф состоит из следующих составных частей:

- Усилительно-регулирующего блока (рис. 2.1–2.4);
- Сетевого блока питания – рис. 2.5;
- Кабеля пациента с электродами – рис. 2.6.

В корпусе усилительно-регулирующего блока находятся:

- Батарея аккумуляторов (10 аккумуляторов КСРЛ1,5);
- Плата индикации разряда;
- Плата преобразователя напряжения;
- Лентопротяжный механизм и плата управления;
- Усилитель биопотенциалов;
- Плата формирователя ИКС;
- Гальванометр-преобразователь ПЭП-15с платами.

В блоке питания находится:

- Сетевой трансформатор, обеспечивающий гальваническую развязку от сети переменного тока и понижения напряжения питания до сверхнизкого безопасного уровня напряжения;
- Стабилизатор напряжения постоянного тока;
- Источник постоянного тока для зарядки аккумуляторной батареи.

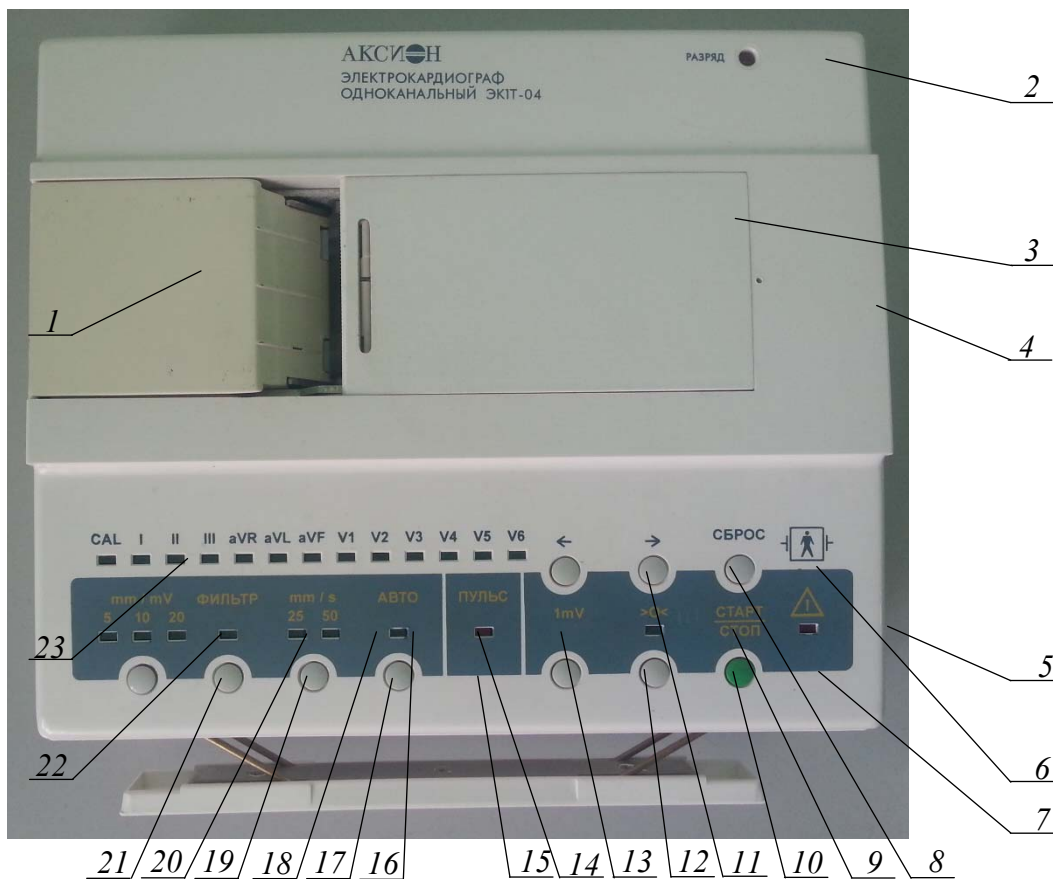


Рисунок – 2.1 Электрокардиограф ЭКГТ–04. Вид сверху



Рисунок 2.2 – Электрокардиограф ЭКГТ–04. Вид сзади



Рисунок 2.3 – Электрокардиограф ЭК1Т-04. Вид слева



Рисунок 2.4 – Электрокардиограф ЭК1Т-04. Вид справа

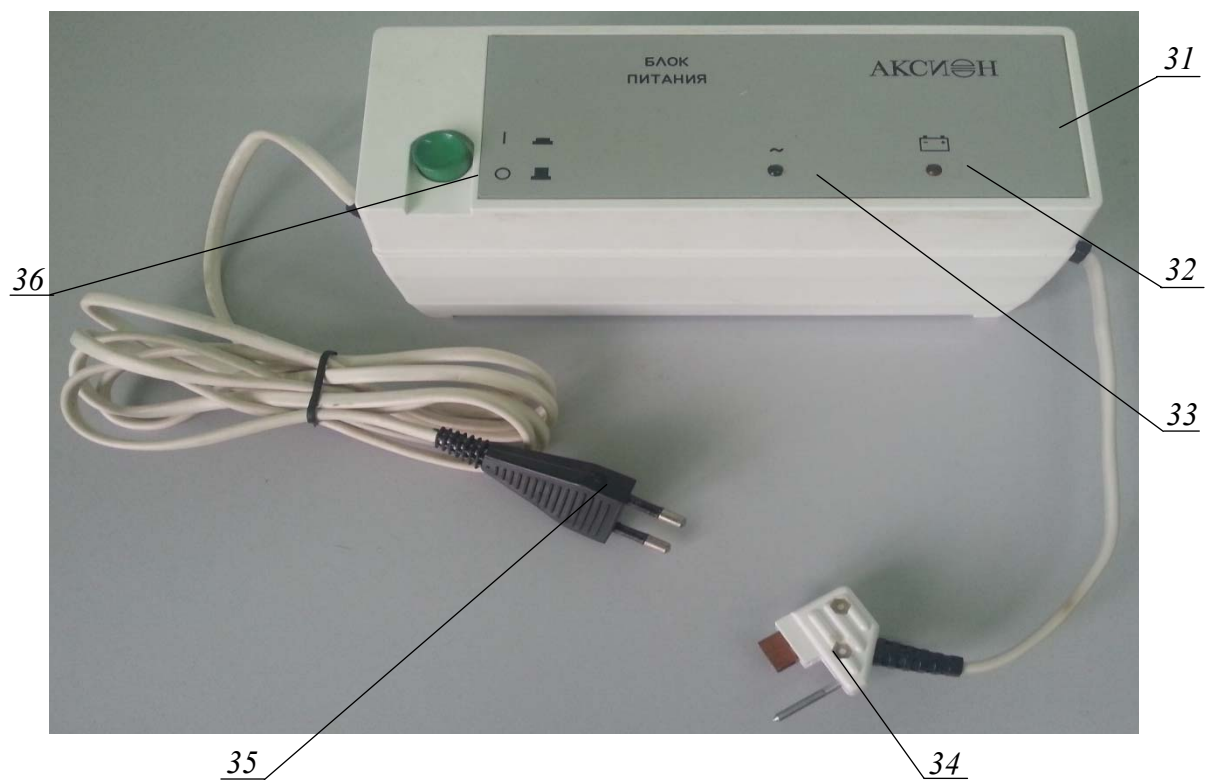


Рисунок 2.5 – Электрокардиограф ЭК1Т-04. Блок питания прибора от электрической сети ~ 220В

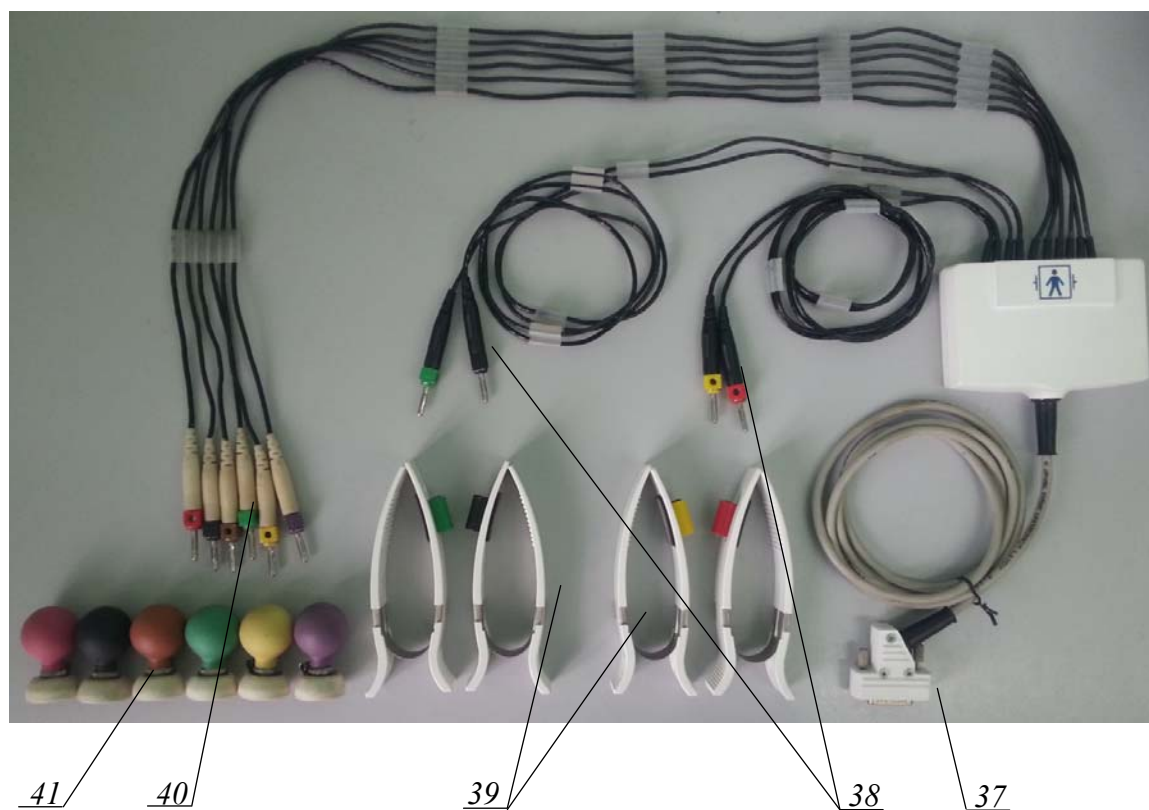


Рисунок 2.6 – Кабель пациента с электродами

Расположение органов управления электрокардиографа ЭК1Т-04 показано на рис. 2.1.

Они имеют следующее назначение:

- 1 – столик ЛПМ;
- 2 – индикатор разряда аккумуляторов (красного цвета) РАЗРЯД;
- 3 – крышка защиты теплового пера;
- 4 – отверстие для ключа;
- 5 – индикатор перезагрузки усилителя биопотенциалов « $\Delta$ »;
- 6 – кнопка возврата в исходное состояние (сброса) СБРОС;
- 7 – кнопка пуска-остановки регистрации СТАРТ/СТОП;
- 8 – кнопка переключения отведений в прямой последовательности « $\rightarrow$ »;
- 9 – индикатор включения режима успокоения « $>O<$ »;
- 10 – кнопка управления режимом успокоения;
- 11 – кнопка переключения отведений в обратной последовательности « $\leftarrow$ »;
- 12 – кнопка подачи калибровочного напряжения «1 mV»;
- 13 – индикатор сердечных сокращений ПУЛЬС;
- 14 – индикатор включения автоматического режима АВТО;
- 15 – кнопка переключения режимов регистрации ЭКГ (из ручного в автоматический, и обратно);
- 16 – индикатор включения скорости 50мм/с «50»;
- 17 – кнопка переключения скорости движения носителя записи «mm/s»;
- 18 – индикатор включения скорости 25мм/с «25»;
- 19 – кнопка управления антитреморным фильтром;
- 20 – индикатор включения антитреморного фильтра ФИЛЬТР;
- 21 – кнопка управления чувствительностью ЭК (mm/mV);
- 22 – индикаторы чувствительности ЭК: «5», «10», «20»;
- 23 – индикаторы переключателя отведений (CaII, I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6);

На рис. 2.2 показан вид задней стенки прибора, на которой расположены:

24 – гнездо для подключения провода выравнивателя потенциалов, обозначенного знаком « $\nabla$ »;

25 – розетка для подключения БПС и ЭК, обозначенная знаком «12V».

Расположение соединителей дополнительного выхода ЭКС и дополнительного входа регистрирующей части ЭК, обозначенных знаками «C $\rightarrow$ » – 26, и «C $\leftarrow$ » – 27, как показано на рис. 2.3.

На рис. 2.4 показан вид правой стенки ЭК, на котором расположены розетка для подключения кабеля пациента и выключатель питания ЭК (28) Положение включено – обозначено знаком «О», положение выключено – знаком «⊙». Также на правой стенке ЭК расположен регулятор смещения пера, обозначенный знаком «← →» (29).

На рис. 2.5 показан внешний вид сетевого блока питания (31). Сетевая вилка (34) служит для подключения к сети переменного тока, другая вилка (33) – для подключения к ЭК. Индикатор (зеленый) сети переменного тока (33), обозначенный знаком «~», показывает на подключение к сети при включении светового выключателя. Индикатор заряда (32) (желтый), показывает наличие процесса заряда внутренней батареи аккумуляторов.

Кабель пациента (рис. 2.6) обеспечивает подключение 4-х конечностных (39) и 6-ти грудных (41) электродов, наложенных на пациента, к усилительно-регулирующему блоку через соответствующие штекера (38) и (40) посредством разъема (37). Кабель также защищает входы усилительно-регулирующего блока от импульсов дефибриллятора.

## 2.3. Принцип работы электрокардиографа

### 2.3.1. Структурная схема ЭК приведена на рис. 2.7.

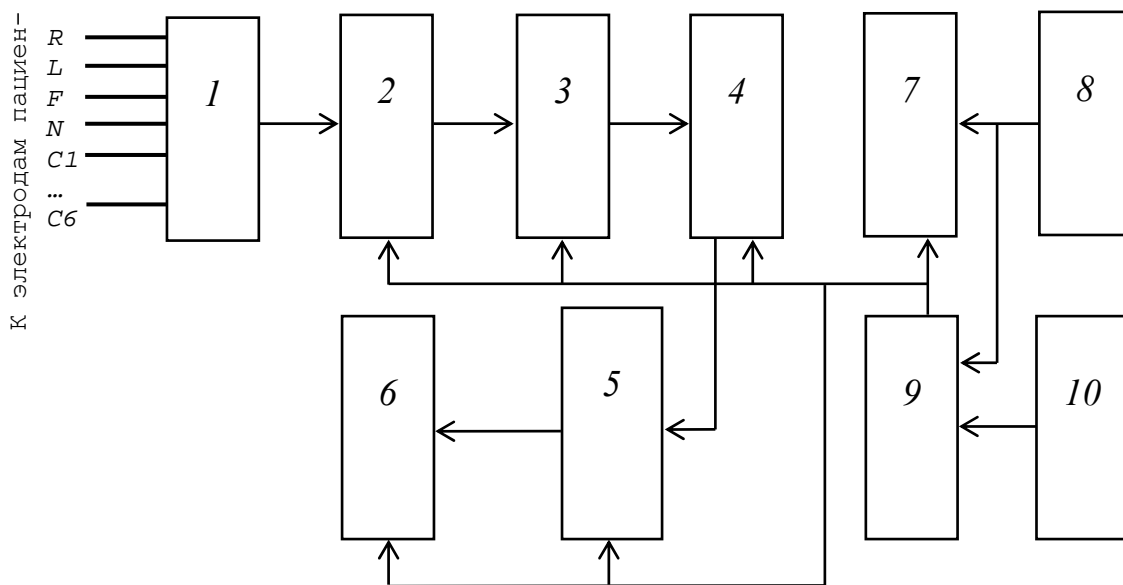


Рисунок 2.7 – Структурная схема электрокардиографа ЭК1Т-04



На рис. 2.7 обозначены:

- 1 – кабель пациента;
- 2 – УБП;
- 3 – формирователь ЭКС;
- 4 – гальванометр-преобразователь ПЭП–15;
- 5 – устройство управления;
- 6 – лентопротяжный механизм;
- 7 – преобразователь напряжения;
- 8 – аккумуляторная батарея;
- 9 – устройство индикатора разряда;
- 10 – блок питания.

### 2.3.2. Принцип действия электрокардиографа

Биоэлектрические потенциалы сердечной деятельности пациента, снятые с помощью электродов через 10-проводный кабель пациента, поступают на выходы УБП.

Для защиты от импульсов дефибриллятора в кабеле установлены электрические разрядники, которые ограничивают амплитуду импульса.

УБП имеет защиту от перенапряжений, возникающих в момент действия импульсов дефибриллятора. Для обеспечения электробезопасности пациента входные усилители изолированы от остальной электрической схемы. Гальваническая развязка осуществляется при помощи сигнального трансформатора и трансформаторного источника питания изолированной части. Аналоговые сигналы, пропорциональные по величине разности биоэлектрических потенциалов, подаются на формирователь ЭКС, где происходит дальнейшее усиление ЭКС до величины, обеспечивающей работу регистрирующего узла-гальванометра с укрепленным на его оси тепловым пишущим пером.

В формирователь ЭКС входят следующие устройства:

- переключатель отведений, который управляется сигналами, поступающими с устройства управления;
- усилитель ЭКС;
- усилитель согласования дополнительного входа;
- детектор перегрузки УБП;
- устройство выделения QRS-комплекса.

В формирователе ЭКС происходит:

- формирование кардиографических отведений, ограничение ЭКС по величине и скорости изменения сигнала для исключения биения теплового пера по механическим упорам и уменьшение величины выброса;
- формирование необходимой частотной характеристики и чувствительности тракта.

Для регистрации электрокардиограммы применен гальванометр-преобразователь, ПЭП–15, который представляет собой поляризованный электромагнитный преобразователь, преобразующий электрический сигнал во вращательное движение ротора. На оси ротора закреплено теплое перо и элемент датчика пера. В ПЭП входят устройства:

- формирователь амплитудно-частотной характеристики ЭК;
- выходной усилитель тока;
- регулятор накала пера;
- формирователь сигнала обратной связи положения ротора.

Устройство управления предназначено для управления режимами работы ЭК и их индикацию в зависимости от нажатых кнопок, а также осуществляет стабилизацию скорости вращения электропровода ЛПМ. Алгоритм работы ЭК заложен в запоминающем устройстве микро-ЭВМ.

Электропривод ЛПМ содержит электродвигатель постоянного тока, импульсный усилитель для электродвигателя и оптоэлектронный датчик скорости вращения вала электродвигателя.

Питание всех вышеперечисленных устройств осуществляется по цепям «+13V», «+12V», «-12V», «+5V», « $U_{nL}$ », с платы преобразователя напряжения. Источником питания преобразователя напряжения является блок питания от сети переменного тока или батарея аккумуляторов.

Устройство индикации разряда предназначено для контроля напряжения батареи аккумуляторов и переключения питания от батареи аккумуляторов на питание от сети. Свечение индикатора разряда сигнализирует о необходимости заряда батареи аккумуляторов. При напряжении менее 10 В реле отключает питание ЭК. При подключении блока питания к розетке толкатель, установленный в вилке соединителя, воздействуя на микропереключатель, переключает питание ЭК от батареи аккумуляторов на питание от БПС.

Батарея аккумуляторов состоит из десяти герметичных никель-кадмиевых аккумуляторов емкостью 1,5 А\*ч.

Блок питания от сети переменного тока содержит:

- трансформатор с термовыключателем, понижающий сетевое напряжение переменного тока до сверхнизкого безопасного уровня 20 В;
- выпрямитель;
- стабилизатор напряжения;
- зарядное устройство аккумуляторной батареи;
- устройство индикации и автоматического прекращения заряда батареи аккумуляторов.

Прекращение свечения индикатора заряда сигнализирует об окончании процесса заряда. В случае, если по окончании заряда блок питания не будет отключено от сети переменного тока, то через резистор будет течь небольшой ток подзарядки (не более 30 мА), компенсирующий саморазряд аккумуляторов. Индикатор сети светится при включении блока питания при наличии на вилке напряжения переменного тока.

## **2.4. Указание мер безопасности**

### **2.4.1. Общие указания**

Перед началом работы с ЭК следует внимательно изучить техническое описание и инструкцию по эксплуатации ЮМГ.941311.004 ТО.

Конструкция ЭК позволяет пользоваться прибором не доставая его из футляра.

Своевременное техническое обслуживание и устранение незначительных повреждений, возникающих в процессе эксплуатации, обеспечивают бесперебойную работу ЭК.

Особое внимание следует обратить на работу с кабелями и сетевым шнуром. Разъединение соединительных устройств производить без приложения значительных усилий. Усилие прилагать только к корпусу соединительных устройств. Скручивание сетевого шнура, проводов кабелей не допускается.

Для уменьшения вероятности обрыва проводов кабеля пациента перед укладкой в футляр следует отключить электроды от кабеля.

**Интервал времени между выключением ЭК и последующим его включением не должен превышать 10 с.**

Место расположения ЭК должно быть удалено на расстояние не менее 1 м от отопительных устройств и не менее 2м от приборов и проводов сети, создающей электромагнитные поля.

Запрещается закрывать посторонними предметами корпуса ЭК и БПС.

#### **2.4.2. Электробезопасность**

В целях обеспечения безопасности и исключения возможности поражения электрическим током обслуживающего персонала и пациента, а также лиц, осуществляющих ремонт.

##### **ЗАПРЕЩАЕТСЯ:**

- вскрывать БПС, заменять плавкую вставку при подключенном к сети переменного тока сетевом шнуре;
- работать с электрокардиографом при снятых крышках, при наличии механического повреждения кабелей приборов;
- нарушать порядок работы с ЭК;
- заменять электроизолирующие детали на детали, изготовленные вне завода-производителя.

К работе с ЭК должен допускаться только персонал, изучивший правила по технике безопасности при работах на электроустановках и с электронными медицинскими приборами.

К проверке ЭК допускаются лица, имеющие допуск к работе с электроустановками напряжением до 1000 В. Оборудование рабочего места должно соответствовать требованиям техники безопасности при работе изделий с напряжением питания до 1000 В.

#### **2.5. Подготовка электрокардиографа к работе**

Установить ЭК в удобное для оператора положение.

Закрывать ЭК диаграммной лентой, для чего:

- приподнять левый край столика ЛПМ, выдвинуть столик из-под обрешиненного валика влево и достать его из прибора;
- установить рулон ленты в лоток так, чтобы лента, уложенная на рабочую поверхность столика была расположена диаграммной сеткой кверху;
- придерживая конец диаграммной ленты на рабочей поверхности столика, уложенной поверх направляющих роликов столика, установить столик в рабочее положение.

Для регистрации следует применять диаграммную ленту ТУ29.01-59-83 реестровый № 2749.

Подключать кабель пациента к ЭК, соединив вилку кабеля пациента с розеткой ЭК до упора, и завернув винты вилки кабеля.

При питании ЭК от сети подключить БПС к ЭК, соединив вилку подключения ЭК с розеткой БПС.

Подключить сетевой кабель к розетке сети переменного тока с номинальным напряжением 220 В.

Перед закреплением электродов на конечности пациента и наложением грудных присасывающихся электродов на грудную клетку, согласно общепринятой методике, поверхность электродов, контактирующих с телом пациента, продезинфицирована 1 % раствором хлорамина и протерта насухо. Для обеспечения контакта под электроды положить прокладки (по размеру электродов) из марли или фильтровальной бумаги, смоченные физиологическим раствором и слегка отжатые.

Соединять провода кабеля пациента с электродами, наложенными на пациента.

Провода кабеля пациента подсоединяются к электродам в следующем порядке (указана цветовая маркировка наконечников):

- красный (R) – с электродом на правой руке;
- желтый (L) – с электродом на левой руке;
- зеленый (F) – с электродом на левой ноге;
- черный (N) – с электродом на правой ноге;
- бело-красный (C1) – к присасываемому электроду справа от грудины на четвертом межреберье;
- бело-желтый (C2) – к присасываемому электроду слева от грудины на четвертом межреберье;
- бело-зеленый (C3) – присасываемому электроду на пятом ребре, геометрическая середина между C2 и C4;
- бело-коричневый (C4) – к присасываемому электроду на пятом межреберье по левой среднеключичной линии;
- бело-черный (C5) – к присасываемому электроду между C4 и C6 по левой передней подмышечной линии;
- бело-фиолетовый (C6) – к присасываемому электроду по левой средней подмышечной линии на уровне C4.

Наружные поверхности ЭК дезинфицируют протираанием салфеткой из х/б ткани, смоченной в 3 % растворе перекиси водорода с добавлением 0,5 % моющего средства и отжатой во избежание попадания дезинфицирующего средства вовнутрь прибора.

## 2.6. Порядок работы с электрокардиографом

### 2.6.1. Работа ЭК от аккумуляторов

2.6.1.1. Включить ЭК, установив выключатель питания в положение, обозначенное знаком «О». При этом должны светиться индикаторы:

- включения успокоения;
- чувствительности «10»;
- переключателя отведения, указывающего включение калибровочного отведения «CAL»;
- включения скорости «50 мм/с» (при повторном нажатии вновь установится скорость 50 мм/с).

Должно наблюдаться ритмичное включение индикатора сердечных сокращений ПУЛЬС, указывающее на нормальное качество ЭКС.

При питании от батареи аккумуляторов степень разряда контролируется индикатором разряда РАЗРЯД. При разряде батареи до 11 В индикатор начинает светиться. При напряжении ниже 10 В происходит отключение батареи.

В случае постоянного свечения индикатора разряда зарядить батарею аккумуляторов.

### 2.6.1.2. Ручной режим записи ЭКГ

Установить тепловое перо на середину поля записи регулятором смещения пера.

Выключить успокоение, кратковременно нажав на кнопку включения успокоения.

Включить протяжку диаграммной ленты, нажав на кнопку пуска-остановки регистрации «СТАРТ/СТОП».

Записать калибровочный сигнал, кратковременно нажимая кнопку «1mV».

Установить переключатель отведений в положение «I», нажав на кнопку переключения отведений «←→», и записать требуемое число циклов ЭКГ.

Записать электрокардиограмму в остальных отведениях, устанавливая переключатель отведений в последующие отведения кратковременным нажатием на кнопку «←→».

При переключении отведений успокоение включается автоматически. В случае необходимости увеличения времени успокоения следует включить успокоение, нажав кратковременно на кнопку успокоения.

Успокоение выключается автоматически повторным нажатием кнопки. Если при регистрации электрокардиограммы размах записи превышает ширину поля записи или, наоборот, размах записи слишком мал, что затрудняет исследование, следует изменить чувствительность ЭК. При нажатии на кнопку «mm/mV» чувствительность меняется циклически (5, 10, 20, 5...).

Установив другую чувствительность, следует снова записать калибровочные импульсы, указывающие чувствительность электрокардиографа, и зарегистрировать электрокардиограмму в нужном отведении. Для прекращения регистрации нажать кнопку «СТАРТ/СТОП».

Запись калибровочного сигнала может проводиться перед записью любого отведения.

#### 2.6.1.3. Автоматический режим работы ЭК

При необходимости установить чувствительность и скорость, отличные от начальных установок. Для работы в автоматическом режиме нажать кнопку включения автоматического режима регистрации ЭКГ «АВТО» и кнопку «СТАРТ/СТОП». После начала работы все кнопки, кроме сброса и пуска, заблокированы. Для прерывания регистрации нажать кнопку «СТАРТ/СТОП». Для установки исходного состояния ЭК нажать кнопку СБРОС.

При автоматическом режиме работы последовательно регистрируются сигнал «1mV» и ЭКГ в отведениях «I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5, V6». При этом в отведении «II» регистрируется 10 циклов сердечных сокращений, а в остальных отведениях – по 3 цикла. После регистрации отведения V6 запись автоматически прекращается.

2.6.1.4. После окончания работы выключить ЭК, установив выключатель питания в положение «0».

### 2.6.2. Работа ЭК от сетевого блока питания

2.6.2.1. Нажать кнопку сетевого выключателя, которая должна зафиксироваться в нижнем положении.

Установить выключатель питания ЭК в положение «0».

При этом должны светиться индикаторы:

- включения сети переменного тока «~»;
- заряда аккумуляторной батареи (желтого цвета);
- включения успокоения;
- чувствительности «10»;

- переключателя отведения, указывающего включение калибровочного отведения «CAL»;
- включения скорости «50».

При необходимости установить скорость «25» нажатием кнопки «mm,s» (при повторном нажатии вновь установится скорость 50 мм/с). Должно наблюдаться ритмичное включение индикатора сердечных сокращений ПУЛЬС, указывающее на нормальное качество ЭКС.

2.6.2.2. Повторить п. 2.6.1.2 или 2.6.1.3.

2.6.2.3. По окончании работы выключить ЭК, установив выключатель питания в положение «0», нажать кнопку сетевого выключателя, которая должна зафиксироваться в верхнем положении, отключить сетевой кабель от розетки сети переменного тока.

### 2.6.3. Требования к проведению процедуры

Для получения качественной записи ЭКГ необходимо, чтобы пациент лежал в удобном положении, был расслаблен и спокоен. Во время записи электрокардиограммы пациент не должен касаться корпуса электрокардиографа, а оператору не следует одновременно касаться пациента и электрокардиографа.


При одновременной работе ЭК и дефибриллятора, электроды дефибриллятора не должны касаться электродов ЭК.

### 2.6.4. Виды помех и их устранение.

При записи электрокардиограмм встречаются различные виды помех.

При записи на сигнал электрокардиограммы накладываются периодические колебания, вызванные влиянием сети переменного тока.

Методы устранения:

- заземлить ЭК, соединив гнездо «» кабелем заземления с заземляющим контуром, при отсутствии которого может быть использована водопроводная труба или труба водяного отопления. К трубе кабель заземления подключают при помощи струбины;
- проверить состояние электродов и проводов кабеля пациента;
- проверить качество контакта электродов с кожей пациента;
- проверить расположение проводов кабеля пациента;
- поменять местами штыри вилки сетевого кабеля в гнездах розетки сети переменного тока;



– переместить пациента на другое место в комнате.

На сигнал ЭКГ накладываются хаотические сигналы, вызванные произвольным сокращением скелетных мышц пациента.

Методы устранения:


– изменить положение пациента на более удобное и дающее возможность расслабиться;

– успокоить пациента, при необходимости предоставить пациенту возможность отдохнуть в течении нескольких минут;

– включить антитреморный фильтр, нажав кнопку «ФИЛЬТР», при этом должен светиться индикатор антитреморного фильтра «ФИЛЬТР».

#### **2.6.5. Регулирование накала теплового пера**

Накал пера, обеспечивающий качественную запись ЭКГ, установлен предприятием-изготовителем. При необходимости, накал пера может быть изменен регулятором накала пера. Для этого необходимо снять крышку. Расположение регулятора накала пера показано на рис. 2.8. Накал пера увеличивается при повороте оси регулятора по часовой стрелке.

**2.6.6.** При электрической перегрузке усилителя ЭК отключается накал пера и светится индикатор «». В этом случае необходимо устранить причину перегрузки, которая может возникнуть из-за поляризации электродов при дефибрилляции или из-за потери контакта отводящего электрода с пациентом.

#### **2.6.7. Заряд батареи аккумуляторов**

Подключить блок БПС к электрокардиографу. Подключить сетевой кабель БПС к розетке сети переменного тока. При этом должны светиться индикаторы сети «~» и заряда батареи.

Время заряда батареи не более 14 часов.

Прекращение свечения индикатора заряда сигнализирует о конце процесса заряда батареи. После заряда батареи процесс заряда автоматически прекращается.

Отключить блок питания от сети переменного тока, нажав на кнопку сетевого выключателя. В случае, если по окончании заряда блок питания не будет отключен, то будет происходить подзаряд батареи, компенсирующий саморазряд.

Отключить блок питания от ЭК (при необходимости). Допускается одновременный заряд батареи и работа ЭК.

## **2.7. Техническое обслуживание электрокардиографа**

**2.7.1.** Соблюдение правил технического обслуживания обеспечивает работу электрокардиографа в течении длительного времени. Техническое обслуживание разделяется на текущее и плановое.

Текущее техническое обслуживание проводит медицинский персонал лечебно-профилактического учреждения, плановое – технический персонал.

**2.7.2.** При текущем техническом обслуживании проводить следующие работы:

– протереть наружную поверхность электрокардиографа, кабеля пациента, сетевого шнура и поверхность электродов чистой сухой мягкой тканью, не оставляющей ворса;

– протереть чистой мягкой тканью, смоченной этиловым спиртом, поверхность обрезиненного валика, тянущего диаграммную ленту (в отсутствие диаграммной ленты);

– наполнить масленку маслом индустриальным И-8А ГОСТ 20799-88 (или аналогичным), и смазать цапфы ролика столика. Периодичность текущего технического обслуживания – 1 раз в неделю (при интенсивной эксплуатации – по мере загрязнения).

### **ВНИМАНИЕ:**

1. При чистке запрещается различного вида растворители (ацетон, бензин).

2. При работе с электродами категорически запрещается механическое повреждение контактной поверхности электродов и применение мыльного раствора.

**2.7.3.** Плановое техническое обслуживание проводится через каждые 12 месяцев эксплуатации.

При плановом техническом обслуживании проводится смазка редуктора электропривода, осей столика, цапфы ролика столика и чистка теплового пера.

Для проведения работ следует снять верхнюю крышку корпуса, для чего:

– снять столик;

– отвернуть 4-е винта в основании корпуса ЭК, крепящих верхнюю крышку корпуса;

- снять верхнюю крышку корпуса с прибора;
- отвернуть 3 винта, крепящих крышку редуктора;
- снять крышку редуктора с ЛПМ.

Смазать смазкой ЦИАТИМ-201 ГОСТ 6267-74 зубчатые колеса редуктора, цапфы осе зубчатых колес, цапфы ролика столика, ось столика и подпружиненные упоры столика в ЛПМ. Попадание смазки на резиновые части обрешиненного валика не допускается.

Установить крышку редуктора ЛПМ, закрепив ее тремя винтами.

Проверить состояние аккумуляторов. При наличии в месте уплотнения положительного вывода налета солей – удалить их тампоном, смоченным этиловым спиртом, и протереть насухо.

После выполнения работ по техническому обслуживанию установить верхнюю крышку корпуса прибора, закрепив ее четырьмя винтами. Установить столик с диаграммной лентой.

**2.7.4.** В случае загрязнения теплового пера необходимо:

- снять столик;
- снять защитную крышку теплового пера, нажав заостренным концом ключа, входящего в комплект поставки, на пружину через отверстие поз. рис. в крышке и выдвинуть крышку влево;
- удалить нагар с пишущей части теплового пера притупленным кромкой жала отвертки.

При перегорании нагревателя пера следует отключить соединитель пера от платы регулятора накала. Ослабить винт, крепящий теплое перо, сдвинуть перо вправо и, приподняв его, снять.

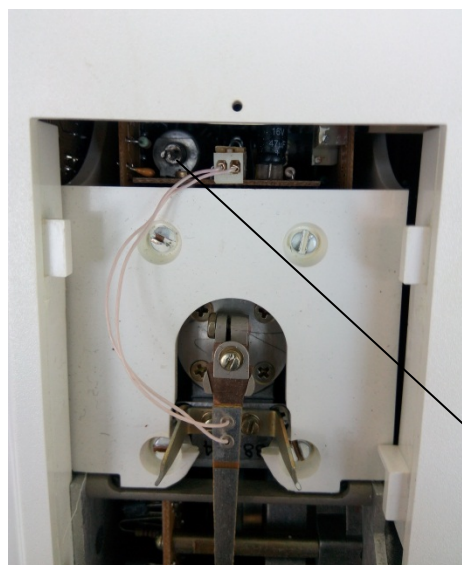
Хвостовик нового теплового пера завести под планку винта крепления и, сдвинув перо влево до упора, зафиксировать перо винтом, подключить перо к плате регулятора накала. Установить защитную крышку теплового пера, вдвинув ее вправо по направляющим до упора.

При смене пера регулировка его прижима к ленте не требуется.

**2.7.5.** Регулирование накала теплового пера

Накал пера, обеспечивающий качественную запись электрокардиограмм, установлен предприятием-изготовителем.

При необходимости накал пера может быть изменен регулятором накала пера при помощи резистора, установленного под крышкой защиты теплового пера (см. рис. 2.8).



Регулятор накала

Рисунок 2.8 – Расположение регулятора накала теплового пера (крышка снята)

### Вопросы и задания для самопроверки

1. Укажите назначение и класс элетрокардиографа ЭК1Т-04. Перечислите его основные технические данные.
2. Изобразите лицевую панель элетрокардиографа ЭК1Т-04 и укажите назначение органов управления и индикации.
3. Укажите конструктивные особенности элетрокардиографа ЭК1Т-04 и меры, обеспечивающие безопасность пациентов и обслуживающего персонала.
4. Приведите структурную схему элетрокардиографа ЭК1Т-04, перечислите назначение входящих в него блоков и поясните принцип работы.
5. Укажите, какие меры необходимо соблюдать для обеспечения безопасной эксплуатации элетрокардиографа ЭК1Т-04?
6. Укажите порядок подготовки элетрокардиографа ЭК1Т-04 к работе.
7. Укажите порядок регистрации электрокардиограмм с помощью элетрокардиографа ЭК1Т-04.
8. Какие работы проводятся при техническом обслуживании элетрокардиографа ЭК1Т-04? Какова периодичность проведения этих работ?

### 3. ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА «ПОВЕРКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА»

*Целью лабораторной работы* является изучение конструкции и принципа действия электрокардиографа ЭК1Т-04, проведение поверки и исследование его характеристик, приобретение практических навыков съема и регистрации электрокардиограмм.

#### 3.1. Операции, средства, условия поверки и исследований электрокардиографа

При проведении поверки и исследований электрокардиографа ЭК1Т-04 следует выполнять операции и применять средства, указанные в табл. 3.1.

Таблица 3.1 – Операции и средства поверки и исследований электрокардиографа ЭК1Т-04

| № операции | Наименование операций поверки и исследований   | Средства поверки и исследований    |
|------------|--|------------------------------------|
| 1          | Внешний осмотр и проверка работоспособности электрокардиографа                                   | –                                  |
| 2          | Проверка чувствительности электрокардиографа с помощью внешнего источника калибровочного сигнала | генератор; коммутатор; осциллограф |
| 3          | Определение амплитуды калибровочного сигнала   | –                                  |
| 4          | Определение коэффициента затухания механической части регистратора                               | –                                  |
| 5          | Определение скорости движения диаграммной ленты  | генератор; коммутатор; осциллограф |
| 6          | Определение погрешности измерения интервалов времени   | генератор; коммутатор; осциллограф |
| 7          | Исследование амплитудно-частотной характеристики электрокардиографа                              | генератор; коммутатор; осциллограф |
| 8          | Регистрация электрокардиограмм в стандартных и усиленных отведениях                              | –                                  |
| 9          | Наблюдение влияния артефактов на электрокардиограмму   | –                                  |
| 10         | Определение частоты сердечных сокращений по электрокардиограмме                                  | –                                  |

Поверка и исследования электрокардиографа ЭК1Т-04, а также запись электрокардиограмм должны проводиться при следующих условиях:

- температура окружающего воздуха  $20 \pm 5$  °С;
- атмосферное давление –  $715 \pm 85$  мм.рт.ст.;
- относительная влажность воздуха – 80 % при температуре 25 °С;
- максимальное отклонение напряжения питающей сети  $\pm 10$  %.

Исследуемый электрокардиограф и средства измерений должны быть в рабочем состоянии. Работа с электрокардиографом и контрольно-измерительной аппаратурой должна производиться в строгом соответствии с инструкциями по их эксплуатации.

### 3.2. Описание рабочего места для проведения поверки и исследований электрокардиографа

Для проведения поверки и исследований электрокардиографа ЭК1Т-04 используется следующая контрольно-измерительная аппаратура и вспомогательные устройства:

- генератор сигналов специальной формы Г6-29, предназначенный для формирования сигналов на входе электрокардиографа;
- универсальный осциллограф С1-93, предназначенный для визуального наблюдения за выходным напряжением генератора и входным напряжением электрокардиографа;
- коммутатор, предназначенный для подключения выходного напряжения генератора к различным проводам кабеля отведений электрокардиографа.

Схема рабочего места для проведения поверки и исследований электрокардиографа ЭК1Т-04 приведена на рис. 3.1.

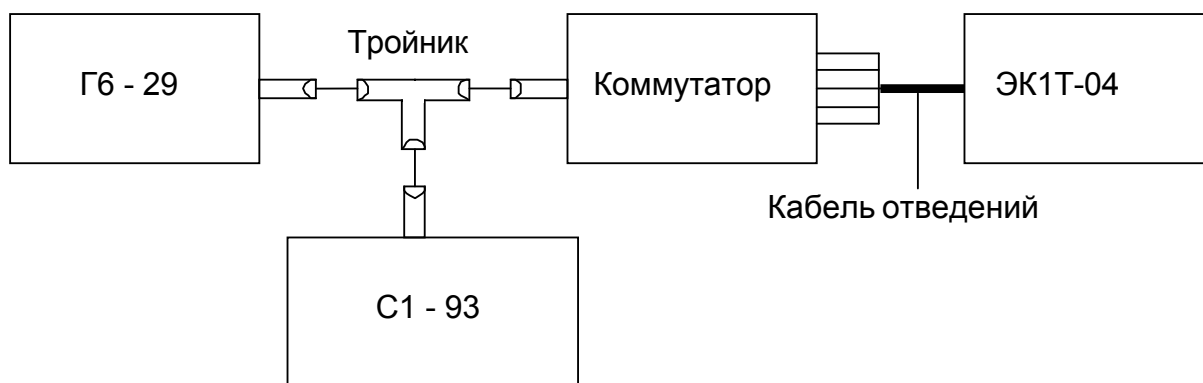


Рисунок 3.1 – Схема рабочего места для проведения поверки и исследований электрокардиографа ЭК1Т-04

На рис. 3.2 приведена схема коммутатора, обеспечивающего деление выходного сигнала генератора в 1000 раз.

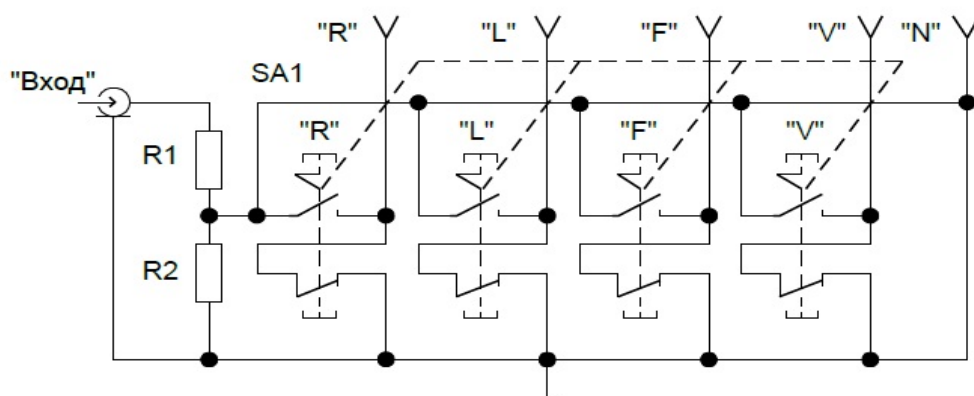


Рисунок 3.2 – Схема коммутатора

При нажатии любой из его клавиш, выходной сигнал коммутатора будет подан на соответствующий провод кабеля отведений электрокардиографа. Остальные провода отведений при этом будут подключены к общей точке.

### 3.3. Порядок выполнения лабораторной работы

3.3.1. Внешний осмотр и проверка работоспособности электрокардиографа

3.3.1.1. При проведении внешнего осмотра должно быть установлено соответствие проверяемого электрокардиографа следующим требованиям:

- комплектность и маркировка электрокардиографа должны соответствовать техническому описанию и инструкции по эксплуатации БИ2.008.014 ТО;
- электрокардиограф, шнуры и электроды не должны иметь видимых механических повреждений.

3.3.1.2. Проверка работоспособности электрокардиографа осуществляется после его подготовки к работе в соответствии с п/р 2.5.

3.3.1.3. В ходе проверки работоспособности электрокардиографа необходимо установить тепловое перо на середину поля записи и провести калибровку при всех значениях чувствительности в двух-трех отведениях (см. п. 2.6.1).

По окончании проверки работоспособности электрокардиографа следует его выключить, нажав кнопку включения/выключения питания.

3.3.2. Проверка чувствительности электрокардиографа с помощью внешнего источника калибровочного сигнала

Чувствительностью электрокардиографа называется отношение отклонения пера к вызвавшему это отклонение сигналу. Чем выше чувствительность, тем меньшие изменения входного сигнала могут быть зарегистрированы.

Единица измерения чувствительности электрокардиографа – мм/мВ.

3.3.2.1. Для проверки чувствительности электрокардиографа на выходе генератора необходимо установить сигнал прямоугольной формы с амплитудой импульсов 1 В и частотой следования 5 Гц. Контроль за сигналом генератора осуществляется с помощью осциллографа. Выходной сигнал генератора через коммутатор подается на желтый провод кабеля отведений (электрод *L*).

3.3.2.2. Включить электрокардиограф, с помощью органов управления установить следующие параметры записи:

- чувствительность – 5 мм/мВ;
- отведение *I*;
- скорость движения диаграммной ленты – 25 мм/с и записать 4-5 периодов колебаний входного сигнала.

3.3.2.3. Определить среднее значение амплитуды импульсов  $h_{И}$ , мм, записанных на диаграммной ленте, и записать результат в табл. 3.2.

Таблица 3.2 – Проверка чувствительности электрокардиографа

|                   |      |      |      |      |
|-------------------|------|------|------|------|
| $\xi$ , мм/мВ     | 5    |      |      |      |
| $U_m$ , В         | 1,5  | 2    | 2,5  | 3    |
| $h_{И}$ , мм      |      |      |      |      |
| $\delta(\xi)$ , % |      |      |      |      |
| $\xi$ , мм/мВ     | 10   |      |      |      |
| $U_m$ , В         | 0,5  | 0,75 | 1,0  | 1,25 |
| $h_{И}$ , мм      |      |      |      |      |
| $\delta(\xi)$ , % |      |      |      |      |
| $\xi$ , мм/мВ     | 20   |      |      |      |
| $U_m$ , В         | 0,25 | 0,5  | 0,75 | 1,0  |
| $h_{И}$ , мм      |      |      |      |      |
| $\delta(\xi)$ , % |      |      |      |      |

3.3.2.4. Увеличивая амплитуду импульсов на выходе генератора в соответствие с табл. 3.2, повторить измерения по п/п 3.3.2.1–3.3.2.3.



3.3.2.5. Повысив чувствительность электрокардиографа сначала до  $\xi_{10} = 10$  мм/мВ, а затем до  $\xi_{20} = 20$  мм/мВ и последовательно устанавливая значения амплитуды сигнала на выходе генератора (см. табл. 3.2), повторить измерения в соответствии с п/п 3.3.2.1–3.3.2.4.

3.3.2.6. Отключение чувствительности электрокардиографа от номинального значения оценивается погрешностью

$$\delta(\xi) = \frac{|\xi_H - \xi_{И}|}{\xi_H} \cdot 100\%, \quad (3.1)$$

где  $\xi_H$  – номинальное значение чувствительности, устанавливаемое равным 5, 10 или 20 мм/мВ;  $\xi_{И}$  – измеренное значение чувствительности

$$\xi_{И} = \frac{1000 \cdot h_{И}}{U_m}, \text{ (мм/мВ)}. \quad (3.2)$$

Результаты вычисления погрешностей заносятся в табл. 3.2.

По заданию преподавателя студенты должны выполнить дополнительную проверку чувствительности электрокардиографа в указанном отведении.

Любое установленное значение чувствительности электрокардиографа можно считать удовлетворительным, если его отклонение от номинального значения не превышает 10 %.

Завершив проверку чувствительности электрокардиографа, следует его выключить, нажав кнопку включение/выключение питания.

### 3.3.3. Определение амплитуды калибровочного сигнала

Наличие источника калибровочного сигнала в электрокардиографе позволяет легко производить его калибровку перед регистрацией электрокардиограмм. Однако польза от такой калибровки будет лишь в том случае, если амплитуда калибровочного импульса равна 1 мВ.

3.3.3.1. Для записи калибровочного сигнала от внутреннего источника необходимо включить электрокардиограф, с помощью органов управления установить следующие параметры записи:

- чувствительность – 5 мм/мВ;
- отведение – I;
- скорость движения диаграммной ленты – 25 мм/с, и кратковременно нажимая на кнопку калибровки «1mV», записать три калибровочных сигнала.

3.3.3.2. Определить амплитуду каждого импульса  $h_{и}$ , мм, записанного на диаграммной ленте, и вычислить амплитуды калибровочного сигнала по выражению

$$U_{mKi} = \frac{h_{иi}}{\xi_j}. \quad (3.3)$$

Результаты вычисленных значений амплитуд занести в табл. 3.3.

Таблица 3.3 – Определение амплитуды калибровочного сигнала

| $\xi_j$ , мм/мВ | $U_{mK1}$ , мВ | $U_{mK2}$ , мВ | $U_{mK3}$ , мВ | $U_{mKCP}$ , мВ | $\delta$ , % |
|-----------------|----------------|----------------|----------------|-----------------|--------------|
| 5               |                |                |                |                 |              |
| 10              |                |                |                |                 |              |
| 20              |                |                |                |                 |              |

3.3.3.3. Повысив чувствительность электрокардиографа сначала до  $\xi_{10} = 10$  мм/мВ, а затем до  $\xi_{20} = 20$  мм/мВ, зарегистрировать по три калибровочных сигнала и определить значения их амплитуд в соответствии с п/п 3.3.3.2.

3.3.3.4. Отклонение амплитуды калибровочного сигнала от номинального значения при каждом значении чувствительности электрокардиографа оценивается погрешностью

$$\delta(U_{mK}) = \frac{|U_{mKH} - U_{mKCP}|}{U_{mKH}} \cdot 100 \%, \quad (3.4)$$

где  $U_{mKH}$  – номинальное значение амплитуды калибровочного сигнала равное 1 мВ;  $U_{mKCP}$  – среднее значение амплитуды зарегистрированного калибровочного сигнала при одном значении чувствительности электрокардиографа

$$U_{mKCP} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 U_{mKi}. \quad (3.5)$$

Результаты вычислений погрешностей заносятся в табл. 3.3.

Амплитуду калибровочного сигнала, зарегистрированного при любом значении чувствительности электрокардиографа, можно считать нормальной, если ее отклонение от номинального значения не превышает 10 %.

По заданию преподавателя студенты должны дополнительно определить амплитуду калибровочного сигнала в указанном отведении.

Завершив определение амплитуды калибровочного сигнала, следует выключить электрокардиограф, нажав кнопку включение/выключение питания.

### 3.3.4. Определение коэффициента затухания механической части регистратора

В электрокардиографе для регистрации ЭКГ используется поляризованный электромагнитный гальванометр-преобразователь с перьевой записью на теплочувствительной диаграммной бумажной ленте (см. р. 2). Для качественной записи ЭКГ должно быть обеспечено оптимальное давление пера на бумагу. При чрезмерном нажатии у записанного калибровочного импульса получаются заваленными фронты и срезы, что свидетельствует об излишнем затухании механической части регистратора. При недостаточном давлении пера и, как следствие, малом затухании в конце фронта и среза калибровочного импульса будут наблюдаться колебания с некоторой амплитудой.

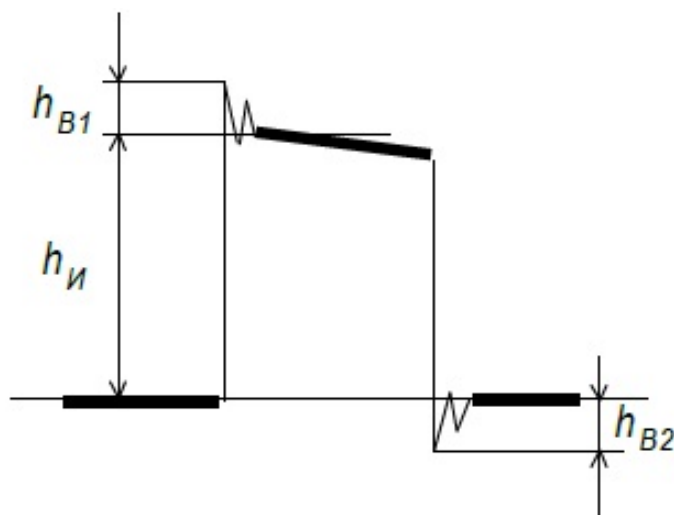


Рисунок 3.3 – К определению коэффициента затухания механической части регистратора

3.3.4.1. Для определения коэффициента затухания механической части регистратора следует использовать документы регистрации калибровочного сигнала при чувствительности электрокардиографа  $\xi_{20} = 20$  мм/мВ (см. п. 3.3.3). По этим документам необходимо определить максимальное значение амплитуды колебаний  $h_{B1}$  (в мм) в конце фронта калибровочного импульса и  $h_{B2}$  (в мм) в конце среза калибровочного импульса (см. рис. 3.3).

3.3.4.2. Определить коэффициент затухания механической части регистратора при фронте калибровочного импульса по выражению

$$k_{3.ФР} = \frac{h_{B1}}{h_{И}} \cdot 100 \%, \quad (3.6)$$

где  $h_{И}$  – амплитуда калибровочного импульса (в мм), зарегистрированного на диаграммной ленте.

3.3.4.3. Определить коэффициент затухания механической части регистратора при срезе калибровочного импульса по выражению

$$k_{СР} = \frac{h_{B2}}{h_{И}} \cdot 100 \%, \quad (3.7)$$

Значения коэффициентов затухания при фронте и срезе калибровочного импульса можно считать удовлетворительными, если они не превосходят 10 %.

### 3.3.5. Определение скорости движения диаграммной ленты

Важнейшими параметрами ЭКГ, имеющими диагностическое значение, являются не только амплитуды импульсов и их форма, но и длительности интервалов и сегментов (см. рис 1.6 и п/р 1.2). В этой связи, регистрация ЭКГ должна осуществляться при стабильной и строго определенной скорости движения диаграммной ленты, которая в электрокардиографе устанавливается равной 25 и 50 мм/с.

3.3.5.1. Для определения скорости движения диаграммной ленты на выходе генератора необходимо установить сигнал прямоугольной формы с амплитудой импульсов 1 В и частотой следования 5 Гц. Контроль за сигналом генератора осуществляется с помощью осциллографа. Выходной сигнал генератора через коммутатор подается на желтый провод кабеля отведений (электрод L).

3.3.5.2. Включить электрокардиограф, с помощью органов управления установить следующие параметры записи:

- чувствительность – 5 мм/мВ;
- отведение – I;
- скорость движения диаграммной ленты – 25 мм/с и в течение 5 с произвести запись входного сигнала.

3.3.5.3. Определить фактическое значение скорости движения диаграммной ленты (в мм/с) по выражению

$$V_{\Phi} = \frac{L_f}{n}, \quad (3.8)$$

где  $L$  – длина участка записи (в мм) с целым числом  $n$  периодов входного сигнала;  $f$  – частота входного сигнала.

3.3.5.4. Увеличить скорость движения диаграммной ленты до 50 мм/с, произвести запись входного сигнала и определить фактическое значение скорости диаграммной ленты в соответствии с п/п 3.3.5.3.

3.3.5.5. Отклонение скорости движения диаграммной ленты от номинального значения оценивается погрешностью

$$\delta(V) = \frac{|V_H - V_\Phi|}{V_H} \cdot 100 \%, \quad (3.9)$$

где  $V_H$  – номинальное значение скорости движения диаграммной ленты, устанавливаемое равным 25 или 50 мм/с;  $V_\Phi$  – фактическое значение скорости движения диаграммной ленты.

Любое установленное значение скорости движения диаграммной ленты можно считать нормальным, если его отклонение от номинального значения не превышает 5 % (см. табл. 2.1).

Завершив определение скорости движения диаграммной ленты, следует выключить электрокардиограф, нажав кнопку включения /выключения питания.

### 3.3.6. Определение погрешности измерения интервалов времени

3.3.6.1. Для определения погрешности измерения интервалов времени с помощью электрокардиографа на выходе генератора необходимо установить сигнал треугольной формы с амплитудой импульсов 1 В и частотой следования 5 Гц. Контроль за сигналом генератора осуществляется с помощью осциллографа. Выходной сигнал через коммутатор подается на желтый провод кабеля отведений (электрод L).

3.3.6.2. Включить электрокардиограф, с помощью органов управления установить следующие параметры записи:

– чувствительность – 10 мм/мВ;

– отведение – I;

– скорость движения диаграммной ленты – 25 мм/с и в течение 5 с произвести запись входного сигнала.

3.3.6.3. На записи сигнала общей длиной  $L$  (см. рис. 3.4) выделить пять участков с целым числом  $n$  (см. табл. 3.4) периодов входного сигнала и определить их длительность по выражению

$$\tau_{иi} = \frac{l_i}{V_{25}}, \quad (3.10)$$

где  $l_i$  – длина записи  $i$ -го участка (в мм) на диаграммной ленте;  $V_{25}$  – установленное значение скорости движения диаграммной ленты равное 25 мм/с.

Результаты вычислений заносятся в табл. 3.4.

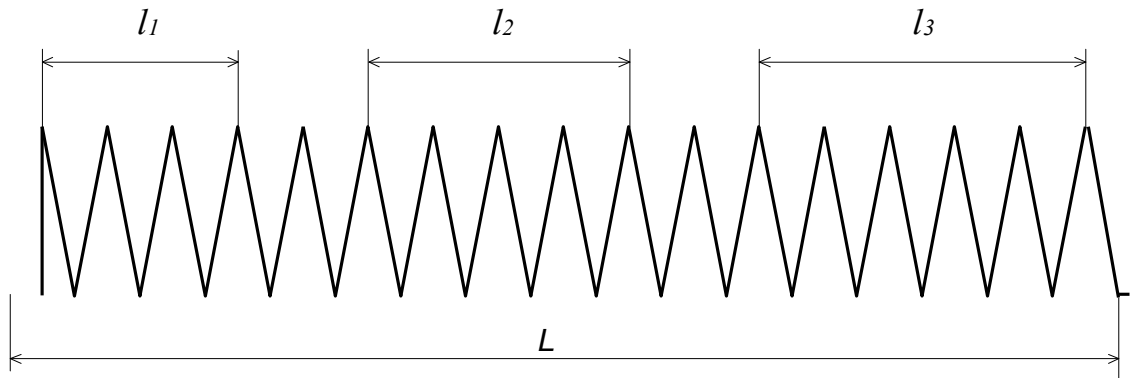


Рисунок 3.4 – К определению погрешности измерения интервалов времени

Таблица 3.4 – Определение погрешности измерения интервалов времени

| $V$ , мм/с | $n_i$ | $\tau_{Иi}$ , с | $\tau_{ИУi}$ , с | $\delta(\tau_{Иi})$ , % |
|------------|-------|-----------------|------------------|-------------------------|
| 25         | 3     |                 |                  |                         |
|            | 4     |                 |                  |                         |
|            | 5     |                 |                  |                         |
|            | 6     |                 |                  |                         |
|            | 7     |                 |                  |                         |
| 50         | 3     |                 |                  |                         |
|            | 4     |                 |                  |                         |
|            | 5     |                 |                  |                         |
|            | 6     |                 |                  |                         |
|            | 7     |                 |                  |                         |

3.3.6.4. Увеличить скорость движения диаграммной ленты до 50 мм/с, произвести запись входного сигнала и определить длительность интервалов времени в соответствии с п/п 3.3.6.3.

3.3.6.5. Погрешность измерения интервалов времени определяется по выражению

$$\delta(\tau) = \frac{|\tau_{ИУi} - \tau_{Иi}|}{\tau_{ИУi}} \cdot 100 \%, \quad (3.11)$$

где  $\tau_{ИУi}$  – установленное значение длительности интервала времени

$$\tau_{ИУi} = \frac{n}{f}, \quad (3.12)$$

где  $f$  – частота входного сигнала, равная 5 Гц.

Результаты вычислений установленного значения длительностей интервалов времени и погрешностей их измерений заносятся в табл. 3.4.

Любое значение погрешности измерения интервалов времени можно считать удовлетворительным, если оно не превышает 10 % (см. табл. 2.1).

Завершив определение погрешности измерения временных интервалов, следует выключить электрокардиограф, нажав кнопку включения/выключения питания.

### 3.3.7. Исследование амплитудно-частотной характеристики электрокардиографа

Амплитудно-частотной характеристикой (АЧХ) электрокардиографа называется зависимость амплитуды отклонения пера от частоты входного сигнала при его неизменной амплитуде.

Электрокардиограф ЭК1Т-04 относится к третьему классу (см. п/п 1.4) и наибольшая частота записываемых им колебаний составляет 60–70 Гц.

3.3.7.1. Для исследований амплитудно-частотной характеристики электрокардиографа необходимо на выходе генератора установить сигнал синусоидальной формы с амплитудой 1,5 В и частотой 10 Гц. Контроль за сигналом генератора осуществляется с помощью осциллографа. Выходной сигнал генератора через коммутатор подается на желтый провод кабеля отведений (электрод L).

3.3.7.2. Включить электрокардиограф, с помощью органов управления установить следующие параметры записи:

- чувствительность – 10 мм/мВ;
- отведение – I;
- скорость движения диаграммной ленты – 25 мм/с и в течение 1 с произвести запись входного сигнала.

3.3.7.3. По записи на диаграммной ленте измерить линейный размер размаха  $A$  (в мм) зарегистрированного сигнала, и вычислить амплитуду импульса по выражению

$$h_{Иi} = \frac{A_i}{2}. \quad (3.13)$$

Результаты измерений и вычислений заносятся в табл. 3.5.

Таблица 3.5 – Исследование амплитудно-частотной характеристики электрокардиографа и определение ее неравномерности

|                     |    |    |    |    |    |    |    |    |    |     |
|---------------------|----|----|----|----|----|----|----|----|----|-----|
| $f_{вх}, \text{Гц}$ | 10 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 | 70 | 80 | 90 | 100 |
| $A_i, \text{мм}$    |    |    |    |    |    |    |    |    |    |     |
| $h_{Иi}, \text{мм}$ |    |    |    |    |    |    |    |    |    |     |
| $\alpha, \%$        |    |    |    |    |    |    |    |    |    |     |

3.3.7.4. Повышая частоту входного сигнала до значений указанных в табл. 3.5, произвести запись, измерения и вычисления в соответствии с п/п 3.3.7.1–3.3.7.3. Каждый раз увеличивая частоту входного сигнала следует проверить его амплитудное значение, которое должно быть равно 1,5 В.

3.3.7.5. По данным табл. 3.5 определить неравномерность АЧХ, используя выражение

$$\alpha = \frac{|h_{И10} - h_{Иi}|}{h_{И10}} \cdot 100 \%, \quad (3.14)$$

где  $h_{И10}$  – амплитуда записанного сигнала с частотой 10 Гц. Результаты вычислений также заносятся в табл. 3.5.

АЧХ электрокардиографа можно считать удовлетворительной, если ее неравномерность в диапазоне до 60 Гц составляет не более  $\pm 5_{10} \%$  (см. табл. 2.1).

Завершив исследование АЧХ, необходимо выключить электрокардиограф, нажав кнопку включение/выключение питания.

### 3.3.8. Регистрация электрокардиограмм в стандартных и усиленных отведениях

До начала записи электрокардиограмм необходимо внимательно изучить п/р 1.1, 1.5, 2.5 и п. 2.6.1, 2.6.2.

3.3.8.1. Для записи электрокардиограмм необходимо разместить обследуемого студента в положении лежа с максимально возможным удобством. Он должен быть полностью расслаблен и спокоен. Любые движения, в том числе разговор, во время записи электрокардиограмм исключаются.

3.3.8.2. После наложения электродов на конечности обследуемого и на грудную клетку, включить электрокардиограф и с помощью органов управления установить следующие параметры записи:



- чувствительность – 10 мм/мВ;
- отведение – I;
- скорость движения диаграммной ленты – 25 мм/с.

Особое внимание следует обратить на работу с кабелем отведений. Расположение кабеля отведений на теле обследуемого показано на рис. 3.5.

Используя кнопки «Δ» или «∇» переключения отведений, произвести поочередную запись электрокардиограмм во всех стандартных и усиленных отведениях.

Из грудных отведений должно быть выбрано 1-2 по указанию преподавателя. Запись электрокардиограмм в каждом отведении производить в течение 3-4 периодов сердечных сокращений.

Записать электрокардиограмму во втором стандартном отведении при увеличенном  $\xi_{20} = 20$  мм/мВ и уменьшенном  $\xi_5 = 5$  мм/мВ значениях чувствительности электрокардиографа, а также при скорости движения диаграммной ленты равной  $V_{50} = 50$  мм/с.

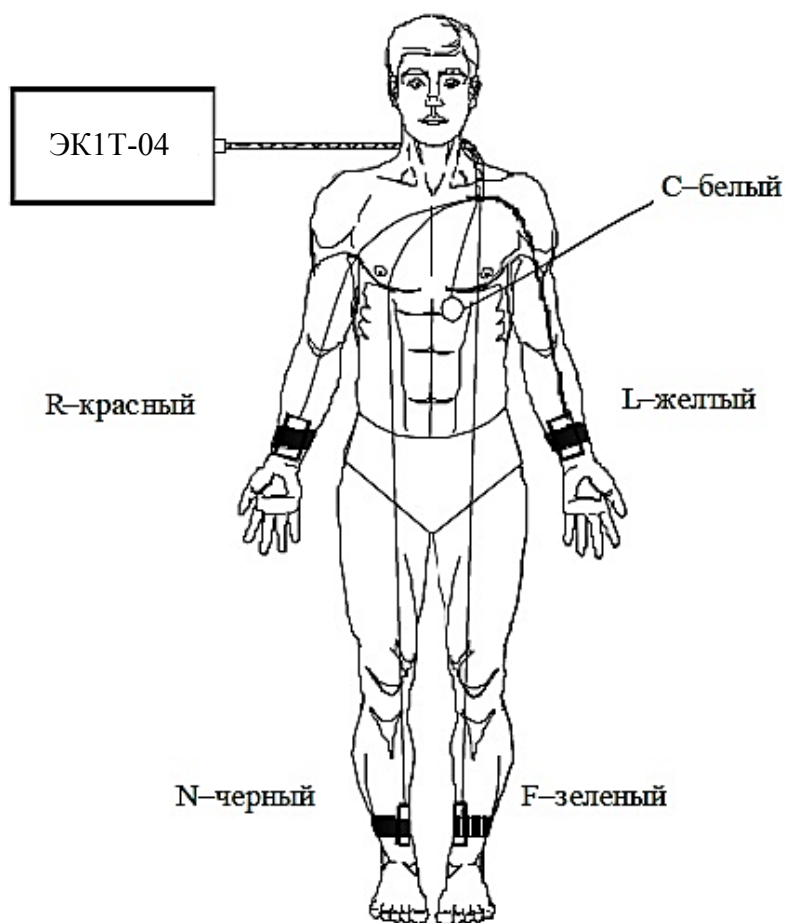


Рисунок 3.5 – Расположение кабеля отведений на теле обследуемого

Произвести сопоставительный анализ полученных результатов. Завершив запись электрокардиограмм во всех стандартных и усиленных отведениях, необходимо выключить электрокардиограф и снять электроды с обследуемого студента.

### **3.3.9. Наблюдение влияния артефактов на электрокардиограмму**

Нарушения методики регистрации электрокардиограмм (см. п/р 1.5, п. 2.6.1, 2.6.2) достаточно часто приводят к возникновению артефактов, т. е. помех от биоэлектрических потенциалов органов и тканей, не относящихся к изучаемому процессу.

**3.3.9.1.** Для наблюдения влияния артефактов на электрокардиограмму необходимо разместить обследуемого в положении лежа, наложить электроды на конечности и грудную клетку, включить электрокардиограф и с помощью органов управления установить следующие параметры записи:

- чувствительность – 10 мм/мВ;
- отведение – *I*;
- скорость движения диаграммной ленты – 25 мм/с.

**3.3.9.2.** После начала записи электрокардиограммы дать указание обследуемому, не вставая, изменить положение тела. На записи электрокардиограммы при этом должно наблюдаться отклонение изолинии, обусловленное смещением электродов.

**3.3.9.3.** После того как обследуемым вновь будет принято удобное положение, следует дать ему указание несколько раз энергично сжать и разжать пальцы обеих рук. На записи электрокардиограммы в этом случае должны наблюдаться сильные помехи, обусловленные наложением электромиограммы (биоэлектрическая активность мышечной ткани) на электрокардиограмму.

Завершив наблюдение влияния артефактов на электрокардиограмму, необходимо выключить электрокардиограф и снять электроды с обследуемого студента.

### **3.3.10. Определение частоты сердечных сокращений по электрокардиограмме**

Частота сердечных сокращений является важным физиологическим показателем, имеющим диагностическое значение, и при регистрации электрокардиограмм определяется по наиболее характерным участкам.

3.3.10.1. Для определения частоты сердечных сокращений (ЧСС) следует использовать записи электрокардиограмм во всех стандартных и усиленных отведениях. После измерений длины  $L$  (в мм) записи целого числа  $n$  периодов сердечных сокращений по электрокардиограмме (см. рис. 3.6), среднее значение ЧСС определяется по выражению

$$f_{cci} = \frac{60nV}{L}, \quad (3.15)$$

где  $V$  – скорость движения диаграммной ленты.

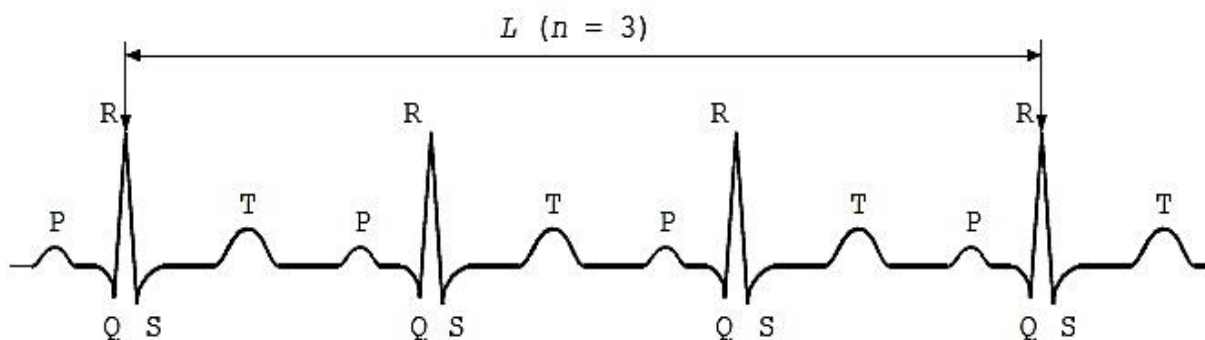


Рисунок 3.6 – К определению ЧСС

Результаты вычислений заносятся в табл. 3.6.

Таблица 3.6 – Результаты определения ЧСС

| Отведение         | I | II(25) | II(50) | III | aVR | aVL | aVF | V |
|-------------------|---|--------|--------|-----|-----|-----|-----|---|
| $f_{cc}$ , уд/мин |   |        |        |     |     |     |     |   |

3.3.10.2. По данным табл. 3.6 определить усредненное значение ЧСС, используя выражение

$$f_{cc\text{ уср}} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k f_{cci}, \quad (3.16)$$

где  $k$  – количество значений ЧСС, полученных при анализе электрокардиограмм в стандартных и усиленных отведениях.

Если измеренная ЧСС находится в диапазоне 60–80 уд./мин., то ее можно считать нормальной.

### **3.4. Обработка результатов экспериментальных исследований и правила оформления отчета**

**3.4.1.** По результатам экспериментальных исследований п. 3.3.2 построить в виде графиков в одних координатных осях зависимости отклонения чувствительности электрокардиографа от амплитуды импульсов входного сигнала  $\delta(\xi) = f(U_{mi})$  при трех установленных значениях чувствительности, равных 5, 10 и 20 мм/мВ.

**3.4.2.** По результатам экспериментальных исследований п. 3.3.3 построить в виде столбчатых диаграмм отклонения амплитуды калибровочного импульса от номинального значения  $\delta(U_{mk}) = f(\xi_i)$  при трех значениях чувствительности, равных 5, 10 и 20 мм/мВ.

**3.4.3.** По результатам экспериментальных исследований п. 3.3.6 построить в виде графиков в одних координатной осях зависимости погрешности измерения интервалов времени от их длительности  $\delta(\tau) = f(\tau)$  при двух установленных значениях скорости движения диаграммной ленты равных 25 и 50 мм/с.

**3.4.4.** По результатам экспериментальных исследований п. 3.3.7 построить в виде графиков амплитудно-частотную характеристику электрокардиографа  $h_{и} = f(f_{вх})$  и ее неравномерность  $\alpha = f(f_{вх})$ .

**3.4.5.** По результатам экспериментальных исследований п. 3.3.10 построить в виде столбчатых диаграмм значения частоты сердечных сокращений, в зависимости от электрокардиографического отведения  $f_{cc} = f(\text{ОТВЕДЕНИЕ})$ .

**3.4.6.** Отчет о выполненной лабораторной работе оформляется рукописно (чертежным шрифтом), печатается машинописным способом или с помощью ЭВМ на одной стороне листа белой бумаги формата А4 (210 × 297 мм). Возможно использование листов бумаги меньшего размера в пределах от 203 × 208 мм до 210 × 297 мм. При оформлении отчета следует придерживаться требований стандарта [5].

**3.4.7.** Отчет выполненной лабораторной работе должен содержать:

- титульный лист;
- цель лабораторной работы;
- основные положения метода электрокардиографии;

- структурную схему электрокардиографа ЭК1Т–03М2 и рабочего места для проведения экспериментальных исследований с перечнем измерительных приборов и оборудования;
- сведения об условиях проведения поверки и исследований электрокардиографа;
- результаты экспериментальных исследований в виде документов регистрации, таблиц и графиков с анализом и выводами по каждому из проведенных экспериментов;
- список использованной литературы.

### **Вопросы и задания для самопроверки**

1. Дайте определение чувствительности прибора и укажите какие значения она имеет в электрокардиографе ЭК1Т–04. Каков порядок определения чувствительности?
2. Укажите назначение источника калибровочного сигнала в электрокардиографе ЭК1Т–04 и порядок работы с этим источником при проверке электрокардиографа.
3. Каков порядок определения скорости движения диаграммной ленты в электрокардиографе ЭК1Т–04? От чего зависит эта скорость? Каким образом осуществляется ее стабилизация?
4. Каким образом с помощью электрокардиографа ЭК1Т–04 можно измерять длительность временных интервалов? От чего зависит погрешность измерений и каким образом она может быть снижена?
5. Дайте определение амплитудно-частотной характеристике. Приведите АЧХ электрокардиографа ЭК1Т–04, укажите порядок ее получения и объясните характер зависимости.
6. Произведите сопоставление электрокардиограмм зарегистрированных в различных отведениях. Укажите их основные элементы. Дайте пояснения изменению полярности зубцов.
7. Каким образом по электрокардиограмме можно измерить частоту сердечных сокращений? От чего зависит погрешность измерений и каким образом она может быть снижена?
8. Проанализируйте влияние артефактов на электрокардиограмму. Дайте рекомендации по их устранению при регистрации электрокардиограмм.

## СПИСОК РЕКОМЕНДОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Агаджанян Н.И. Физиология человека : учебник (курс лекций) / Н.И. Агаджанян, Л.З. Тель, В.И. Циркин, С.А. Чеснокова ; под ред. В.И. Циркина. – СПб. : Сотис, 1998. – 527 с.
2. Покровский В.М. Физиология человека : учебник. – В 2-х т. – Т. I / В.М. Покровский, Г.Ф. Коротько, В.И. Кобрин и др. – М. : Медицина, 1998. – 448 с.
3. Мурашко В.В., Электрокардиография / В.В. Мурашко, А.В. Струтынский. – М. : Медицина, 1991. – 288 с.
4. Дощицин В.Л. Практическая электрокардиография / В.Л. Дощицин. – М. : Медицина, 1987.
5. Исаков И.И. Клиническая электрокардиография / И.И. Исаков, М.С. Кушаковский, Н.Б. Журавлева. – Л. : Медицина, 1984.
6. Орлов В.И. Руководство по электрокардиографии / В.И. Орлов. – М. : Медицина, 1983.
7. Абакумов В.Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг / В.Г. Абакумов, О.І. Рибін, Й. Сватош. – К.: Нова-прінт, 2001. – 516 с.
8. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения : Пер. с англ. / Л. Кромвел, М. Ардитти, Ф. Вейбелл и др. ; пер под ред. Р.И. Утямышева. – М. : Радио и связь, 1981. – 344 с.
9. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура / А.Р. Ливенсон. – М. : Медицина, 1981. – 344 с.
10. Ахутин В.М. Теория и проектирование диагностической электронно-медицинской аппаратуры / В.М. Ахутин, О.Б. Лурье, А.П. Немиренко, Е.П. Попечителев. – Л. : Изд-во Ленингр. ун-та, 1980. – 148 с.
11. Электрокардиограф ЭК1Т–04. Техническое описание и инструкция по эксплуатации ЮМГИ.941311.004 ТО, 2002.
12. ДСТУ 3008–95 Документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення.

## СОДЕРЖАНИЕ

|  |           |
|--|-----------|
| Введение .....   | 3         |
| <b>1. Исследование биоэлектрических потенциалов .....</b>                                      | <b>4</b>  |
| 1.1. Системы электрокардиографических отведений .....  | 4         |
| 1.2. Электрокардиограмма и ее параметры .....  | 7         |
| 1.3. Электроды для съема биоэлектрических потенциалов .....                                    | 13        |
| 1.4. Классификация электрокардиографов .....   | 21        |
| 1.5. Проблемы регистрации электрокардиограмм .....   | 22        |
| Вопросы и задания для самопроверки .....   | 23        |
| <b>2. Электрокардиограф ЭК1Т–04 .....</b>  | <b>25</b> |
| 2.1. Назначение и основные технические данные<br>электрокардиографа .....                      | 25        |
| 2.2. Конструкция электрокардиографа .....  | 27        |
| 2.3. Устройство и принцип работы блоков электрокардиографа .....                               | 32        |
| 2.4. Указание мер безопасной эксплуатации электрокардиографа .....                             | 35        |
| 2.5. Подготовка электрокардиографа к работе .....  | 36        |
| 2.6. Порядок работы с электрокардиографом .....  | 38        |
| 2.6.1. Работа электрокардиографа от аккумулятора .....   | 38        |
| 2.6.2. Работа электрокардиографа от сетевого<br>блока питания .....                            | 39        |
| 2.6.3. Требования к проведению процесса работы .....   | 40        |
| 2.6.4. Виды помех и их устранение .....  | 40        |
| 2.6.5. Регулирование накала теплового пера .....   | 41        |
| 2.7. Техническое обслуживание электрокардиографа .....   | 42        |
| Вопросы и задания для самопроверки .....   | 44        |
| <b>3. Лабораторная работа</b>  |           |
| <b>«Поверка и исследование электрокардиографа» .....</b>                                       | <b>45</b> |
| 3.1. Операции, средства, условия поверки и исследований<br>электрокардиографа .....            | 45        |
| 3.2. Описание рабочего места для проведения поверки<br>и исследований электрокардиографа ..... | 46        |

|   |    |
|---|----|
| 3.3. Порядок выполнения лабораторной работы .....   | 47 |
| 3.3.1. Внешний осмотр и проверка работоспособности<br>электрокардиографа .....                                      | 47 |
| 3.3.2. Проверка чувствительности электрокардиографа<br>с помощью внешнего источника калибровочного<br>сигнала ..... | 48 |
| 3.3.3. Определение амплитуды калибровочного сигнала .....   | 49 |
| 3.3.4. Определение коэффициента затухания механической<br>части регистратора .....                                  | 50 |
| 3.3.5. Определение скорости движения диаграммной ленты ....   | 52 |
| 3.3.6. Определение погрешности измерения<br>интервалов времени .....  | 53 |
| 3.3.7. Исследование амплитудно-частотной характеристики<br>электрокардиографа .....                                 | 55 |
| 3.3.8. Регистрация электрокардиограмм в стандартных<br>и усиленных отведениях .....                                 | 56 |
| 3.3.9. Наблюдение влияния артефактов<br>на электрокардиограмму .....  | 58 |
| 3.3.10. Определение частоты сердечных сокращений<br>по электрокардиограмме .....                                    | 58 |
| 3.4. Обработка результатов экспериментальных исследований<br>и правила оформления отчета .....                      | 60 |
| Вопросы и задания для самопроверки.....   | 61 |
| Список рекомендованной литературы .....   | 62 |



Навчальне видання

КІПЕНСЬКИЙ Андрій Володимирович  
КОЛІСНИК Костянтин Васильович

## ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ

Навчально-методичний посібник для студентів  
спеціалізації 171-02 «Біомедична електроніка»

Російською мовою

Роботу до видання рекомендував проф. *В. В. Воінов*  
Відповідальний за випуск проф. *С. Ю. Кривошеєв*  
В авторській редакції

План 2017 р., поз. 147

Підп. до друку .2017. Формат 60×84 1/16. Папір друк. №2  
Друк – ризографія. Гарнітура Times New Roman. Ум. друк. арк. \_\_\_\_  
Наклад \_\_\_\_\_ пр. Зам № \_\_\_\_ . Ціна договірна.

---

Видавець і виготовлювач- видавничий центр НТУ «ХП».  
Свідоцтво про державну реєстрацію ДК № 5478 від 21.08.2017 р.  
61002, Харків, вул. Кирпичова, 2