

А.В. Кипенский, В.Н. Шамардина, Д.М. Дейнеко

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ

Министерство образования и науки Украины

Серия «Физическая и биомедицинская электроника»

А.В. Кипенский, В.Н. Шамардина, Д.М. Дейнеко

ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ

Учебно-методическое пособие для студентов, изучающих электронную медицинскую аппаратуру

Утверждено редакционно-издательским советом университета в качестве учебно-методического пособия, протокол № 2 от 26.04.2002 г.

ББК 34.7 УДК 615.47

Рецензенты: В.П. Себко, д-р техн. наук, проф. Национального технического университета «ХПИ», Н.И. Афанасьева, д-р мед. наук, с.н.с. Института медрадиологии АМН им. С.П. Григорьева

Кипенский А.В., Шамардина В.Н., Дейнеко Д.М. Электрокардиография: Учебно-методическое пособие. – Харьков, НТУ «ХПИ», 2002. – 52 с. – Рус. яз.

Учебно-методическое пособие 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, изучающих электронную медицинскую аппаратуру, а также может быть полезно студентам медицинских учебных заведений и работникам кабинетов и отделений функциональной диагностики.

Навчально-методичний посібник 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, що вивчають електронну медичну апаратуру, а також може бути корисним студентам медичних навчальних закладів та робітникам кабінетів і відділень функціональної діагностики.

Ил. 18. Табл. 6. Библиогр. 12 назв.

ББК 34.7

Кипенский А.В. © Шамардина В.Н. Дейнеко Д.М. 2002 г.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	4
1 Исследование биоэлектрических потенциалов	5
1.1 Системы электрокардиографических отведений	5
1.2 Электрокардиограмма и ее параметры	8
1.3 Электроды для съема биоэлектрических потенциалов	11
1.4 Классификация электрокардиографов	17
1.5 Проблемы регистрации электрокардиограмм	18
Вопросы и задания для самопроверки	19
2 Электрокардиограф ЭК1Т – 03М2	20
2.1 Назначение и основные технические данные электрокардиографа	20
2.2 Конструкция электрокардиографа	21
2.3 Принцип действия электрокардиографа	24
2.4 Указание мер безопасной эксплуатации электрокардиографа	28
2.5 Подготовка электрокардиографа к работе	28
2.6 Порядок работы с электрокардиографом	29
2.6.1 Запись электрокардиограмм	29
2.6.2 Виды помех и методы их устранения	30
2.6.3 Подключение аккумуляторного блока питания	31
2.6.4 Заряд аккумуляторной батареи БПА	31
2.6.5 Регистрация электрокардиограмм, переданных	
по телефонному каналу связи	32
2.6.6 Регулирование накала теплового пера	32
2.7 Техническое обслуживание электрокардиографа	32
Вопросы и задания для самопроверки	34
3 Лабораторная работа «Поверка и исследование электрокардиографа»	35
3.1 Операции, средства, условия поверки и исследований	
электрокардиографа	35
3.2 Описание рабочего места для проведения поверки	
и исследований электрокардиографа	36
3.3 Порядок выполнения лабораторной работы	37
3.3.1 Внешний осмотр и проверка работоспособности электрокардиографа	37
3.3.2 Проверка чувствительности электрокардиографа с помощью	
внешнего источника калибровочного сигнала	37
3.3.3 Определение амплитуды калибровочного сигнала	39
3.3.4 Определение коэффициента затухания механической	
части регистратора	41
3.3.5 Определение скорости движения диаграммной ленты	42
3.3.6 Определение погрешности измерения интервалов времени	43
3.3.7 Исследование амплитудно-частотной характеристики	
электрокардиографа	45
3.3.8 Регистрация электрокардиограмм в стандартных	4.
и усиленных отведениях	46
3.3.9 Наблюдение влияния артефактов на электрокардиограмму	47
3.3.10 Определение частоты сердечных сокращений по	40
электрокардиограмме	48
3.4 Обработка результатов экспериментальных исследований	40
и правила оформления отчета	49
Вопросы и задания для самопроверки	50 51
Список рекомендованной литературы	51

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. При лечении сердечно-сосудистых заболеваний также необходим ЭКГ-мониторинг.

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, Эйнтховеном было сделано несколько допущений: человеческое тело по отношению к электрическому полю представляет собой однородный проводник; генератор сердечной э.д.с. является точечным диполем, расположенным в центре равностороннего треугольника АВС (рис. 1.1). При таких допущениях сердце и вершины ДАВС должны располагаться во фронтальной плоскости, а работа генератора сердечной э. ∂ .c. может отображаться в виде вектора, длина и направление которого будут изменяться только в пределах указанной плоскости. 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 А, В и С, а в эквипотенциальных им точках на конечностях (рис. 1.2). При этом точке А эквипотенциальна поверхность правой руки, а соответствующий ей электрод обозначается буквой R; точке В – 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).

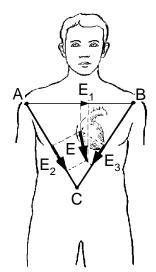


Рисунок 1.1 – Треугольник Эйнтховена

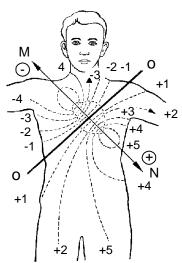


Рисунок 1.2 – Эквипотенциальные линии электрического поля сердца

Отведения, предложенные 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*.

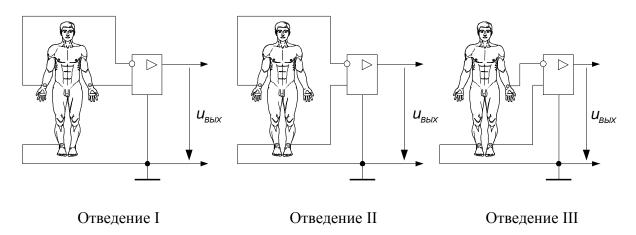


Рисунок 1.3 – Стандартные отведения по Эйнтховену

Шесть униполярных (монополярных, однополюсных) грудных отведений были предложены Вильсоном. Для таких отведений особенно важен выбор места наложения индифферентного электрода. По концепции 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 буквой 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: $V_1 - V_6$.

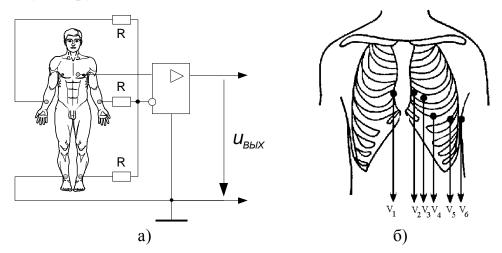


Рисунок 1.4 – Униполярные грудные отведения

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.

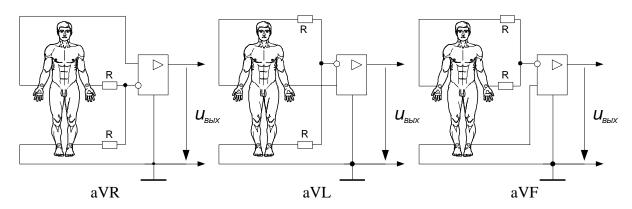


Рисунок 1.5 – Униполярные отведения от конечностей

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

$$u_{BLIX} = u_{aVR} = u_R - \mathbf{4}_L + u_F 2, \tag{1.1}$$

где u_R , u_L , u_F — потенциалы, снимаемые с помощью электродов R, L, F соответственно.

По теории Эйнтховена

$$u_R + u_L + u_F = 0, (1.2)$$

следовательно, в любой произвольный момент времени

$$u_L + u_F = -u_R. (1.3)$$

Окончательно получим

$$u_{BLIX} = u_{aVR} = u_R + u_R / 2 = 1,5u_R.$$
 (1.4)

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 реги-

страции 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 системам (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, диффузионнно 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

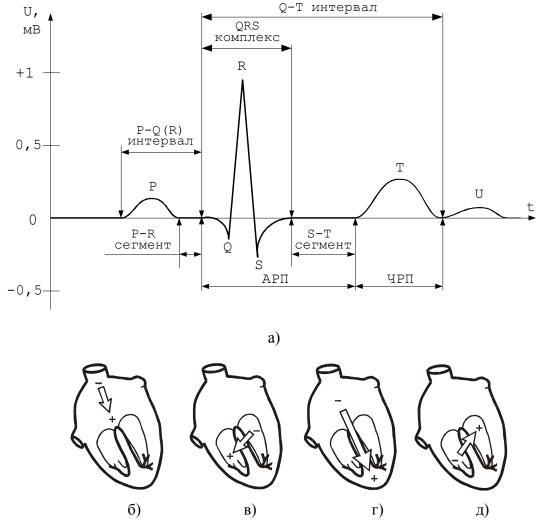
- каждая клетка возвращается к потенциалу покоя независимо.

На рис. 1.6,а показана типичная ЭКГ, зарегистрированная во втором стандартном отведении. Каждой ее характерной особенности были даны буквенные обозначения. Эти особенности могут быть сопоставлены с определенными этапами процесса распространения потенциалов действия. Для удобства изучения кривой ЭКГ ее горизонтальный участок рассматривается как изопотенциальная, или изоэлектрическая линия. Зубец Р характеризует электрическую активность, связанную с деполяризацией предсердной мускулатуры по мере того, как потенциалы действия распространяются от синусного узла, где они возникают, к атриовентрикулярному узлу. На рис. 1.6,б волна деполяризации представляется вектором со знаками полярности, указывающими основное направление распространения волны и результирующую разность потенциалов, которая создается в мускулатуре сердца. Таким образом, вектор зубца Р представляет волну деполяризации определенной амплитуды, которая распространяется от синусного узла к атриовентрикулярному узлу. По мере распространения волны область вокруг атриовентрикулярного узла становится электрически положительной, а область вблизи синусного узла (стимулятора) – отрицательной. Так как результирующее электрическое поле проявляется на поверхности тела, то во время возбуждения предсердия нижняя часть грудной клетки становится положительной, а верхняя – отрицательной.

Если используемый для измерения ЭКГ электрокардиограф правильно подключен с помощью электродов к этим областям, результирующий зубец Р имеет вид положительной волны (выше изолинии), как это и показано на рис. 1.6,а.

Деполяризация предсердия происходит в одном основном направлении, а желудочков — в трех направлениях. Непосредственно после окончания периода задержки импульса начальная деполяризация желудочков начинается с септальной (septal) зоны, лежащей непосредственно ниже атриовентрикулярного узла, как показано на рис. 1.6,в. Так как стенки левого желудочка толще стенок правого, волна деполяризации распространяется слева направо. Это приводит к тому, что левая часть тела становится отрицательной, а правая - положительной. Этот процесс регистрируется в виде зубца Q, который лежит ниже изолинии (он отрицателен) на рис. 1.6, а. Обычно амплитуда зубца Q меньше амплитуды зубца P; а в некоторых случаях его вообще не видно.

Вектор *зубца R* (рис. 1.6, г) представляет деполяризацию большей (но не всей) части остальных желудочковых мышц. Так как желудочковые мышцы массивны (по сравнению с мышцами предсердия), то вектор зубца R длиннее вектора зубца P. Их направления практически совпадают (от вершины сердца к его нижнему краю). Поэтому на рис. 1.6,а зубец R, как и зубец P будет расположен выше изолинии, но его максимальная амплитуда значительно больше максимальной амплитуды зубца P.



АРП – абсолютный рефракторный период; ЧРП – частично рефракторный период Рисунок 1.6 – Электрокардиограмма

Зубец R обычно является наиболее характерной частью ЭКГ. Обычно пиковая амплитуда зубца R около 1 мВ (от опорной линии до максимального значения) при измерении на поверхности тела и около 40 мВ при измерении внутри сердца.

Вектор зубца S (рис. 1.6,в) характеризует деполяризацию остальной части желудочков. Так как для этого зубца нижняя часть сердца становится отрицательной, а зона ПЖ узла — положительной, то зубец S лежит ниже опорной линии на рис. 1.6,а. В общем случае амплитуда зубца S больше амплитуды зубца Q. Однако, у некоторых пациентов амплитуда зубца S так мала, что при регистрации его не видно. Комплекс QRS отображает суммарный результат деполяризации желудочков, которая происходит описанным выше образом. До начала этого интервала времени предсердие реполяризуется. Из-за малой амплитуды сигнала, волна реполяризации предсердия, не может быть зарегистрирована на поверхности тела. Поэтому в интервале от конца зубца P до начала комплекса QRS запись обычно имеет вид горизонтальной прямой совпадающей с изолинией.

Как только желудочки начинают деполяризовываться, они сокращаются (наступает систола желудочков). Затем они реполяризуются. Реполяризация характеризуется $\mathit{зубцом}\ T$. Иногда в записи присутствует $\mathit{зубец}\ U$, он приписывается остаточным потенциалам желудочковой мышцы (послепотенциалам). Зубец U чаще наблюдается в записях ЭКГ детей, чем взрослых, но его можно наблюдать и в ЭКГ взрослых пациентов с дисбалансом калия или с увеличенным сердцем. Вслед за реполяризацией желудочки расслабляются (диастола желудочков).

Типичное значение амплитуды R-зубца, для нормальной ЭКГ, может изменяться в пределах 0.5-1.0 мB, но иногда достигает 2 мВ. В этом случае остальные значения максимальных амплитуд ЭКГ изменяются пропорционально.

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–Т желудочки находятся в рефракторном состоянии. Следовательно, от начала QRS комплекса до начала зубца Т желудочки не отвечают ни на какую стимуляцию. Во время зубца Т некоторые клетки желудочков будут отвечать на нормальное стимулирование, другие остаются в рефракторном состоянии. Это время называют *периодом уязвимости сердца*.

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 искажать 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 ме-

ханической 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 см²);
- полостные электроды в виде желудочных зондов или внутрисердечных катетеров;
 - игольчатые электроды, вводимые в исследуемые ткани или орган.

Общим требованием, предъявляемым к поверхностным электродам, является требование 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. 1.7), можно использовать для объяснения основ теории электродов.

На рис. 1.7,а 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.

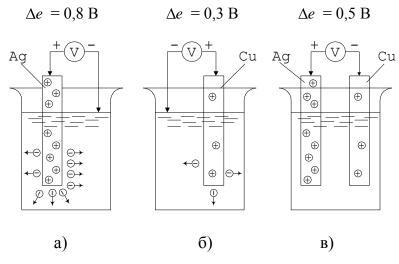


Рисунок 1.7 - Химические реакции между металлическими электродами

Это приводит к тому, что бывший ранее электрически нейтральным электрод становится заряженным положительпо отношению к электролиту. Возникающая разность потенциалов называется потенциалом полуэлемента, это один двух потенциалов, ассоциирующихся с гальваническим элементом.

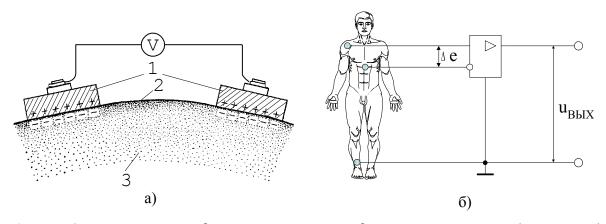
Для погруженного в электролит сереб-

ряного электрода потенциал полуэлемента составляет примерно $e_{\rm Ag}\approx 0.8~\rm B.$ При погружении в электролит медного электрода (рис. 1.7,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 $e_{\rm Cu}\approx 0.3~\rm B.$ На рис. 1.7,в показаны оба электрода, погруженные в электролит. Так как потенциалы полуэлементов для серебра и меди равны соответственно 0,8 В и 0,3 В и оба электрода положительны по отношению к электролиту, то разность потенциалов между электродами составит

$$\Delta e = e_{Ag} - e_{Cu} = 0.8 - 0.3 = 0.5 \text{ B},$$

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 гальванического 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. 1.8,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.



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

Рисунок 1.8 - Электродный потенциал смещения

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 изготовляется 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.

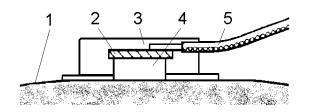
Однако при наложении электродов на поверхность кожи на переходе электрод-кожа возникает определенное электрическое сопротивление. Для надежной записи физиологических сигналов, свободной от артефактов, необходимо, чтобы электроды имели хороший (с малым сопротивлением) контакт с кожей. Так как верхний 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 солевым 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 желеобразователь (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 солевым 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 соскальзы-вания 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. 1.9 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.



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

Рисунок 1.9 – Схема плавающего поверхностного электрода

В последнее время в практику вошли различные типы одноразовых электрокоторые устраняют необходимость их очистки после каждого использования и упрощают сам процесс исследований. В большинстве случаев одноразоэлектроды являются плавающими с простым заподключения ЖИМОМ ДЛЯ проводников.

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 предназна-

чены 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 одно-канальные 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 отведении в положение «Стандарт» и мягким поднятием пера с бумаги; при этом температура пера увеличивается до максимальной примерно за 10с.

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 Эйнт-ховеном. Укажите как они обозначаются.
- 4. Приведите схемы униполярных грудных отведений, предложенных Вильсоном. Укажите места наложения грудного электрода.
- 5. Приведите схемы усиленных униполярных отведний, 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 био-электрических 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 – 03М2

2.1 Назначение и основные технические данные электрокардиографа

Электрокардиограф ЭК1Т-ОЗМ2 — это одноканальный прибор с перьевой записью на теплочувствительной диаграммной ленте, предназначенный для измерения и графической регистрации биоэлектрических потенциалов сердца в медицинских учреждениях и в условиях «скорой помощи». Он может быть использован для регистрации электрокардиограмм, переданных по телефонному каналу связи при помощи комплекса аппаратуры САЛЮТ (СВЯЗЬ МТ).

Электрокардиограф выпускается в двух модификациях с комбинированным питанием (питание от сети переменного напряжения 220 В с частотой 50 или 60 Гц или от входящего в комплект аккумуляторного блока питания) и с сетевым питанием (питание от сети переменного напряжения 220 В с частотой 50 или 60 Гц).

Основные технические данные электрокардиографа ЭК1Т-03М2 приведены в табл. 2.1.

Таблица 2.1 - Основные технические данные электрокардиографа ЭК1Т-03M2

Параметр	Ед. изм.	Значение	
1	2	3	
Регистрируемые отведения	_	I,II,III, aVR, aVL, aVF, V	
Чувствительность	мм/мВ	5, 10, 20	
Диапазон регистрируемых сигналов	мВ	0.03 - 5	
Относительная погрешность - измерения в диапазонах:			
- от 0,1 до 0,5 мВ, не более	%	± 20	
- от 0,5 до 4 мВ, не более	%	± 10	
- измерения интервалов времени			
в диапазоне $0,1-1,0$ c, не более	%	±10	
- скорости движения носителя записи,			
не более	%	± 5	
Эффективная ширина записи канала, не более	MM	40	
Скорость движения носителя записи	мм/с	25, 50	
Аплитудно-частотная характеристика:			
- в диапазоне частот от 0,5 до 60 Гц			
линейный размер размаха регистрируемого			
сигнала должен составлять			
(в % от линейного размаха сигнала			
на частоте 10 Гц)	%	90 – 105	

Продолжение таблицы 2.1

1	2	3	
- на частоте 75 Гц линейный размер размаха регистрируемого сигнала должен составлять (в % от линейного размаха сигнала			
на частоте 10 Гц)	%	70 – 105	
Входной импеданс, не менее	МОм	5	
Коэффициент ослабления синфазных помех, не менее	-	30000	
Уровень внутренних шумов, приведенный ко входу, не более	мкВ	3 25	
Мощность, потребляемая от сети переменного напряжения (220 \pm 22) В с частотой 50 или 60 Γ ц, не более	BA	20	
Мощность, потребляемая от прилагаемого аккумуляторного блока питания, не более	Вт	10	
Условия эксплуатации: - температура окружающей среды - относительная влажность воздуха при 25°C - атмосферное давление	°C % mm. pt.ct.	+10 - +35 80 630 - 800	
Средняя наработка на отказ, не менее	час	2500	
Полный установленный срок службы, не менее	год	3	
Полный средний срок службы, не менее	год	6	
Время установления рабочего режима, не более	МИН	1	
Габаритные размеры, не более: - длина - ширина - высота	MM MM MM	275 208 102	
Масса, не более:			
- с сетевым блоком питания - с аккумуляторным блоком питания	КГ КГ	3,9 4,5	

По электробезопасности электрокардиограф соответствует классу II, тип В и не предназначен для снятия электрокардиограмм с помощью внутрисердечных электродов.

2.2 Конструкция электрокардиографа

Электрокардиограф ЭК1Т-ОЗМ2 (внешний вид показан на рис. 2.1) состоит из следующих составных частей:

• блока управления, в который входят плата управления с органами

управления, усилитель биопотенциалов, усилитель регистратора, стабилизатор скорости;

- лентопротяжного механизма, в котором размещены лентопротягивающее устройство с электроприводом, поляризованный электромагнитный гальванометр-преобразователь, плата индикации разряда аккумуляторной батареи (не устанавливается при изготовлении модификации с сетевым питанием) плата стабилизаторов положительного напряжения (+9 В) и отрицательного напряжения (– 9 В), регулятор смещения пера;
 - блока питания (сетевого или аккумуляторного).

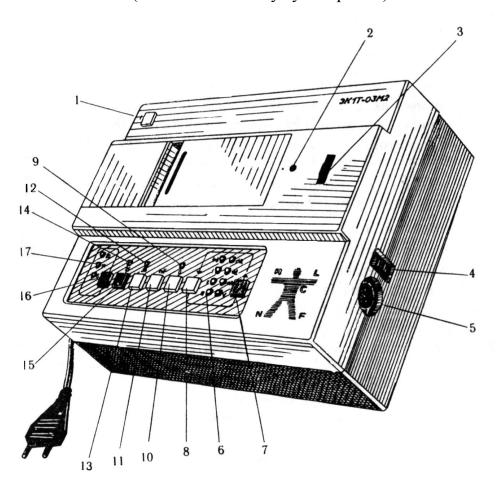


Рисунок 2.1 – Внешний вид электрокардиографа ЭК1Т-03М2

Расположение органов управления электрокардиографа (ЭК) показано на рис. 2.1. Они имеют следующее назначение:

- 1 кнопка включения/выключения питания;
- 2 индикатор разряда аккумуляторной батареи (светится при разряде батареи ниже 11,8 В);
 - 3 регулятор смещения пера;
- 4 переключатель вида работ. Нижнее положение соответствует работе прибора при записи электрокардиограмм в отведениях. Верхнее положение, отмеченное знаком «☎» соответствует работе прибора при реги-

страции электрокардиограмм, переданных по телефонному каналу при помощи комплекса САЛЮТ;

- 5 гнездо подключения кабеля отведений;
- 6 индикаторы переключателя отведений;
- 7 кнопка «△» переключения отведений в обратной последовательности;
- 8 кнопка «∇» переключения отведений в прямой последовательности;
- 9 индикатор включения успокоения (светится при включении успокоения);
 - 10 кнопка «0» включения успокоения;
 - 11 кнопка «1 mV» включения калибровочного напряжения;
- 12 индикатор включения скорости движения носителя записи 50 мм/с (светится при включении);
 - 13 кнопка «50» включения скорости 50 мм/с;
- 14 индикатор включения скорости движения носителя записи 25 мм/с (светится при включении);
 - 15 кнопка «25» включения скорости 25 мм/с;
 - 16 кнопка переключения чувствительности ЭК;
- 17 индикаторы чувствительности (светится один из индикаторов 5, 10 или 20, соответствующий включенной чувствительности ЭК).

Индикатор разряда аккумуляторной батареи отсутствует в модификации с сетевым питанием.

Электрокардиограф, наряду с основной, имеет дополнительную изоляцию сетевой цепи относительно рабочей части и корпуса прибора, испытанную переменным напряжением не менее 4000 В, и обеспечивающую электрическую безопасность пациента и обслуживающего персонала без применения защитного заземления (зануления).

При совместной работе с дефибриллятором применяется специальный кабель отведений (с дополнительными элементами защиты — балластными резисторами), на котором имеются специальные символы для обозначения защиты от дефибрилляции (фигура человека между электродами). При работе без дефибриллятора пользоваться специальным кабелем не рекомендуется.

На нижней крышке корпуса электрокардиографа закреплена планка, на которой указан порядковый номер прибора и год его выпуска.

Прибор опломбирован двумя пломбами, расположенными на нижней крышке. Пломбировочные чашечки закрыты полиэтиленовыми колпачками. Для снятия пломбировочных чашечек к изделию прилагается специальный ключ-отвертка. Для удобства эксплуатации электрокардиограф упакован в футляр.

В отделениях футляра, кроме самого прибора, размещены:

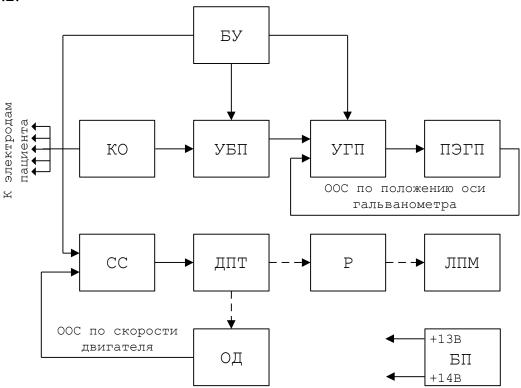
- 2 кабеля отведений;
- кабель заземления (зануления);
- комплект электродов;

- ленты для крепления электродов;
- рулон диаграммной ленты.

Конструкция электрокардиографа позволяет пользоваться прибором, не доставая его из футляра.

2.3 Принцип действия электрокардиографа

Структурная схема электрокардиографа ЭК1Т-03М2 приведена на рис. 2.2.



KO - кабель отведений; $YБ\Pi$ — усилитель биопотенциалов; БУ — блок управления; $Y\Gamma\Pi$ — усилитель гальванометра—преобразователя, $\Pi Э\Gamma\Pi$ — поляризованный электромагнитный гальванометр-преобразователь с емкостным датчиком; CC — стабилизатор скорости; $Д\Pi T$ — коллекторный двигатель постоянного тока; OД — оптоэлектронный датчик; P — редуктор; $J\Pi M$ — лентопротяжный механизм; $B\Pi$ — блок питания

Рисунок 2.2 – Структурная схема электрокардиографа ЭК1Т-03М2

Все режимы работы ЭК определяет блок управления (БУ), в котором расположены псевдосенсорные кнопки, схемы управления исполнительными элементами, а также светодиодные индикаторы режимов работы.

Биоэлектрические сигналы, снимаемые электрокардиографическими электродами с тела пациента через кабель отведений (КО) поступают на вход усилителя биоэлектрических потенциалов (УБП).

В УБП сигналы усиливаются и из них формируются электрокардиографические отведения. Источник калибровочного сигнала 1 мВ, имеющийся в УБП, позволяет подавать сигнал калибровки в любом выбранном

отведении. УБП, за счет специального схемотехнического решения, имеет большой коэффициент подавления помех.

С выхода УБП биоэлектрические сигналы поступают на вход усилителя гальванометра-преобразователя УГП. В УГП происходит дальнейшее усиление электрокардиосигналов (ЭКС) до значения, обеспечивающего работу регистрирующего электромагнитного гальванометра-преобразователя с укрепленным на его оси тепловым пишущим пером. В УГП также происходит ограничение ЭКС по величине и скорости для исключения биения теплового пера по механическим упорам, уменьшения величины выброса, формирование необходимой частотной характеристики и чувствительности тракта, а также ускоренное успокоение переходных процессов (при нажатии на кнопку «0 – нуль» включения успокоения или автоматически при переключении отведений). К выходу УГП подключен поляризованный электромагнитный гальванометр-преобразователь (ПЭГП).

На оси ПЭГП кроме теплового пера установлен емкостной датчик положения (угла поворота), состоящий из подвижного сектора и двух неподвижных печатных плат. На верхней плате расположены сектора — дифференциального конденсатора, к которым подведено напряжение от задающего мультивибратора. На нижней плате коррекции расположена обкладка конденсатора кольцевой формы, с которой снимается выходное напряжение датчика, и подключенный к обкладке истоковый повторитель.

Между обкладками емкостного датчика перемещается плоский металлический сектор, насаженный на ось ПЭГП и соединенный с корпусом прибора, изменение положения которого приводит к изменению емкостей между ним и печатными обкладками.

Мультивибратор, подающий на вход датчика высокочастотное напряжение прямоугольной формы с частотой 25 к Γ ц, расположен на плате, укрепленной на корпусе ПЭ Γ П.

На выходе истокового повторителя формируется сигнал отрицательной обратной связи (ООС) по положению, амплитуда которого зависит от угла поворота подвижного сектора, а фаза — от направления. Этот сигнал подается на вход фазочувствительного усилителя, расположенного на печатной плате, также установленной на корпусе ПЭГП. Отрицательная обратная связь по положению (углу поворота) оси ПЭГП, позволяет свести к минимуму сигнал ошибки (разность между ЭКС и сигналом датчика положения) и обеспечить минимальное значение гистерезиса записи (не более 0,5 мм).

Лентопротяжный механизм (ЛПМ) приводится в движение коллекторным электродвигателем постоянного тока (ДПТ) через редуктор (Р). Двигатель управляется импульсным стабилизатором скорости (СС), расположенным на плате стабилизатора скорости. Скорость вращения вала электродвигателя определяется частотой импульсов задающего генератора стабилизатора скорости.

Поддержание стабильности скорости вращения достигается регулировкой длительности импульсов управления электродвигателем, определяемой сдвигом во времени между импульсами задающего генератора и оптоэлектронного датчика (ОД) скорости, расположенного на валу электродвигателя. Таким образом, стабилизация скорости также достигается путем введения отрицательной обратной связи.

На плате стабилизатора скорости расположен импульсный регулятор накала пера, имеющий три автоматически устанавливаемых режима:

- предварительный накал при выключенном ЛПМ;
- средний накал при скорости движения диаграммной ленты 25 мм/с;
- максимальный накал при скорости движения диаграммной ленты 50 мм/с.

Кроме того, на плате стабилизатора скорости расположены три вторичных источника электропитания:

- источник отрицательного напряжения 13 B (CH4);
- источник отрицательного напряжения 25 В (СН3);
- источник питания индикаторов, выдающий прямоугольные импульсы + 13 B со скважностью S = 4 (CH2).

Система электропитания электрокардиографа состоит из сменных первичных источников питания (блок питания сетевой или аккумуляторный) и вторичных источников питания (три источника, расположенные на плате стабилизатора скорости и стабилизаторы напряжений + 9 В (СН6), – 9 В (СН5), расположенные на плате стабилизатора напряжения).

Блок питания сетевой (БПС) предназначен для питания электрокардиографа от сети переменного напряжения с номинальным значением 220 В (рис. 2.3,a).

В БПС находится сетевой трансформатор (Тр), обеспечивающий гальваническую развязку ЭК от питающей сети и понижающий сетевое напряжение до уровня необходимого для работы электрической схемы.

С одной из вторичных обмоток трансформатора через выпрямитель и фильтр (В и Φ) нестабилизированное напряжение + 14 В поступает на плату стабилизатора скорости для питания нагревательного элемента теплового пера и электродвигателя ЛПМ. С помощью другой вторичной обмотки трансформатора, выпрямителя, фильтра и стабилизатора (СН1) формируется стабилизированное напряжение + 13 В.

Блок питания аккумуляторный (БПА) состоит из 11 герметичных никель-кадмиевых аккумуляторов емкостью 1,5 $A \times v$. Констуктивно БПА выполнен таким образом, что может устанавливаться в ЭК вместо БПС.

Заряд аккумуляторной батареи осущестляется от специального зарядного устройства (ЗУ), содержащего трансформатор и выпрямитель (рис. 2.3,б).

Плата индикации предназначена для контроля напряжения аккумуляторной батареи БПА.

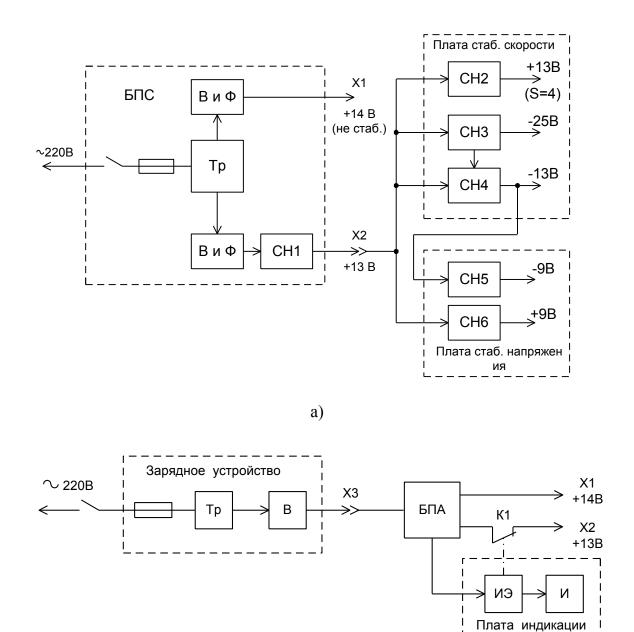


Рисунок 2.3 — Структурная схема системы электропитания электрокардиографа ЭК1Т-03M2

б)

При разряде аккумуляторной батареи до напряжения $11,84 \pm 0,2$ В начинает постоянно светиться индикатор (И) (см. также рис. 2.1, поз. 2), предупреждая о необходимости окончания работы от БПА и заряда батареи.

При дальнейшем снижении напряжения до 11 ± 0.2 В происходит отключение аккумуляторной батареи от ЭК с помощью исполнительного элемента (ИЭ).

2.4 Указание мер безопасной эксплуатации электрокардиографа

В целях обеспечения безопасности и исключения возможности поражения электрическим током обслуживающего персонала или пациента, а также лиц, осуществляющих ремонт, **ЗАПРЕЩАЕТСЯ**:

- вскрывать электрокардиограф, заменять плавкий предохранитель при подключенном сетевом шнуре к питающей сети;
 - работать с электрокардиографом при снятых крышках;
 - нарушать порядок работы с электрокардиографом;
- заменять электроизоляционные детали на детали, изготовленные вне завода-изготовителя.

К работе с электрокардиографом допускается персонал, изучивший правила по технике безопасности при работах на электроустановках и с электронными медицинскими приборами.

2.5 Подготовка электрокардиографа к работе

После установки электрокардиографа в удобное для оператора положение необходимо заправить его диаграммной лентой. Для этого следует:

- приподнять левый край столика лентопротяжного механизма и установить столик в вертикальное положение. Выдвинуть столик из-под обрезиненного валика влево и достать его из прибора;
- установить рулон ленты на вращающуюся втулку так, чтобы при вытягивании ленты рулон вращался по часовой стрелке;
- придерживая конец диаграммной ленты на рабочей поверхности столика, уложенной поверх направляющих роликов столика, установить столик в рабочее положение.

Для заправки электрокардиографа следует применять диаграммную ленту, соответствующую ТУ29.01-59-83 (реестровый № 2749).

Далее следует установить переключатель вида работ в положение записи электрокардиограмм (нижнее положение) и подключить сетевой шнур к розетке питающей сети с номинальным напряжением 220 В.

Для подключения кабеля отведений к электрокардиографу необходимо соединить разъем кабеля отведений с гнездом электрокардиографа до упора и завернуть накидную гайку.

Перед наложением электродов на конечности пациента и на грудную клетку согласно общепринятой методике, поверхность электродов, контактирующих с телом пациента, должна быть продезинфицирована 1 % раствором хлорамина и протерта насухо. Для улучшения контакта под электроды рекомендуется положить прокладки (по размеру электродов) из марли или фильтровальной бумаги, смоченные физиологическим раство-

ром и слегка отжатые. Закрепление электродов на конечностях пациента осуществляется при помощи резиновых лент.

Соединять провода кабеля отведений с электродами, наложенными на пациента необходимо в следующем порядке:

- красный с электродом R на правой руке;
- желтый с электродом L на левой руке;
- зеленый с электродом F на левой ноге;
- черный с электродом N на правой ноге;
- белый с электродом-присоской С на грудной клетке.

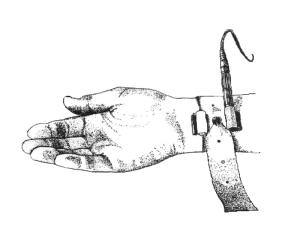


Рисунок 2.4 – Пример наложения электрода на руку

Пример наложения электрода на руку пациента показан на рис. 2.4.

При совместной работе с дефибриллятором следует пользоваться только специальным кабелем отведений.

Особое внимание следует обратить на работу с кабелями и сетевым шнуром. Разъединение соединительных устройств, проводить без приложения значительных усилий, усилия прилагать только к корпусу соединительных устройств. Скручивание сетевого шнура и кабеля отведений не допускается.

Для уменьшения вероятности обрыва наконечников проводов кабеля отведений следует отсоединить электроды от кабеля перед его укладкой в футляр.

Интервал времени между выключением электрокардиографа и его последующим включением должен быть не менее 10 с.

2.6 Порядок работы с электрокардиографом

2.6.1 Запись электрокардиограмм

Для записи электрокардиограмм необходимо включить электрокардиограф, нажав кнопку включения питания, которая должна зафиксироваться в нижнем положении. При этом будут светиться: индикатор включения успокоения, один из индикаторов чувствительности электрокардиографа и индикатор переключателя отведений.

Далее следует установить чувствительность электрокардиографа 10 мм/мВ путем нажатия кнопки переключателя чувствительности. Затем с помощью регулятора смещения пера нужно установить тепловое перо на середину поля записи.

После этого необходимо выключить успокоение, кратковременно нажав на кнопку «0» включения успокоения и включить протяжку диаграммной ленты со скоростью 25 мм/с, кратковременно нажав на кнопку включения скорости «25».

Для калибровки электрокардиографа следует записать два-три калибровочных сигнала, кратковременно нажимая на кнопку калибровки «1mV». Если отклонение теплового пера при этом составляет 10 мм, можно выключить протяжку ленты, кратковременно нажав на кнопку включения скорости «25». Электрокардиограф готов к записи электрокардиограмм.

Запись электрокардиограмм следует начинать с первого стандартного отведения. Для этого необходимо установить переключатель отведений в положение «I», кратковременно нажимая на кнопки переключателя отведений « ∇ » или « Δ ». Затем нужно включить протяжку диаграммной ленты с необходимой скоростью (25 или 50 мм/с) и записать требуемое число циклов электрокардиограммы.

После этого осуществляют запись электрокардиограмм в остальных отведениях, устанавливая их с помощью переключателя отведений кратковременным нажатием на кнопку « ∇ ». При переключении отведений успокоение включается автоматически на время, равное 1 с. В случае необходимости увеличения времени успокоения следует включить успокоение, кратковременно нажав на кнопку «0». Если при регистрации электрокардиограммы размах записи превышает ширину поля записи или, наоборот, размах записи слишком мал, что затрудняет исследование ЭКГ, следует изменить чувствительность электрокардиографа, установив ее значение 5 мм/мВ или 20 мм/мВ. После этого следует снова записать калибровочные импульсы для проверки чувствительности электрокардиографа, и зарегистрировать электрокардиограмму в нужном отведении.

Для получения качественной записи электрокардиограммы 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.

2.6.2 Виды помех и методы их устранения

При записи электрокардиограмм могут возникнуть различные виды помех. Если на сигнал электрокардиограммы накладываются периодические колебания, вызванные влиянием питающей сети, необходимо:

- проверить состояние электродов, резиновых лент и проводов кабеля отведений;
 - проверить качество контакта каждого электрода с кожей пациента;
 - проверить расположение проводов кабеля отведений;
- поменять местами штыри вилки сетевого кабеля в гнездах розетки питающей сети;
- заземлить электрокардиограф, соединив гнездо заземления $\langle \frac{\bot}{=} \rangle$ с заземляющим контуром, при отсутствии которого может быть использована водопроводная труба или труба водяного отопления;
 - переместить пациента на другое место в комнате;
 - заменить сетевой блок питания на аккумуляторный блок питания.

Если при записи на сигнал электрокардиограммы накладываются хаотические сигналы, вызванные непроизвольным сокращением скелетных мышц пациента, необходимо:

- изменить положение пациента на более удобное и дающее возможность расслабиться;
- успокоить пациента, при необходимости предоставить возможность пациенту отдохнуть в течение нескольких минут.

2.6.3 Подключение аккумуляторного блока питания

Для замены сетевого блока питания на аккумуляторный следует выполнить такие операции:

- отключить электрокардиограф от питающей сети, вынув вилку сетевого шнура из розетки;
- отвернуть два невыпадающих винта крепления с нижней стороны БПС и отделить его от электрокардиографа;
- вставить БПА в электрокардиограф до упора и завернуть невыпадающие винты крепления на нижней стороне блока.

При питании от БПА степень заряда аккумуляторной батареи контролируется индикатором (см. рис. 2.1, поз. 2), который начинает светиться постоянно при разряде батареи до $11,84 \pm 0,2$ В.

При постоянном свечении индикатора следует выключить электрокардиограф, достать из прибора БПА, отвернув два невыпадающих винта крепления, и зарядить БПА.

Продолжительность работы электрокардиографа от полностью заряженной батареи БПА – не менее 1 ч.

2.6.4 Заряд аккумуляторной батареи БПА

Перед зарядом аккумуляторной батареи необходимо выдержать БПА не менее 12 часов при температуре воздуха 15-30 °C, если он хранился при температуре ниже 15 °C или выше 30 °C.

Заряд БПА следует проводить при температуре 15 - 30 °C.

Подключение БПА для заряда и отключение его после заряда необходимо проводить в такой последовательности:

- подключить зарядное устройство к БПА;
- подключить зарядное устройство к питающей сети переменного напряжения 220 ± 22 В, при этом должен засветиться индикатор заряда. Продолжительность заряда не должна превышать 14 часов, поскольку в противном случае БПА может выйти из строя;
 - по окончании заряда отключить зарядное устройство от сети;
 - отключить зарядное устройство от БПА.

2.6.5 Регистрация электрокардиограмм, переданных по телефонному каналу связи

Для регистрации электрокардиограмм, передаваемых по телефонному каналу связи, необходимо установить переключатель вида работ электрокардиографа в положение «Та». Далее следует подключить электрокардиограф к приемнику комплекса «Салют» при помощи кабеля, входящего в комплект комплекса, и провести регистрацию электрокардиограмм согласно инструкции по эксплуатации комплекса.

2.6.6 Регулирование накала теплового пера

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

При необходимости накал пера может быть изменен регулятором накала пера. Ручка управления выведена на нижнюю плоскость корпуса электрокардиографа. Накал пера увеличивается при повороте ручки вправо (по часовой стрелке).

По окончании работы следует выключить электрокардиограф, нажав на кнопку выключения питания, и отсоединить вилку сетевого кабеля от розетки питающей сети.

2.7 Техническое обслуживание электрокардиографа

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

При текущем техническом обслуживании должны проводиться следующие работы:

• протирка наружной поверхности электрокардиографа, кабеля от-

ведений, сетевого шнура и поверхности электродов чистой сухой мягкой тканью, не оставляющей ворса;

- промывка резиновых лент теплой мыльной водой, полоскание в чистой воде и тщательное вытирание насухо;
- протирка чистой мягкой тканью, смоченной этиловым спиртом, поверхности обрезиненного валика, тянущего диаграммную ленту (протирку валика следует производить при отсутствии диаграммной ленты);
- смазка подшипников обрезиненного валика и цапфы осей роликов столика индустриальным маслом И-8A-02 5243 0200.

При чистке запрещается применять различного вида растворители (ацетон, бензин). При работе с электродами категорически запрещается механическое повреждение электродов и применение мыльного раствора.

Периодичность текущего технического обслуживания -1 раз в неделю (при интенсивной эксплуатации - по мере загрязнения).

Первое плановое техническое обслуживание проводится через 18 месяцев после начала эксплуатации.

При плановом техническом обслуживаний проводится смазка редуктора электропривода, осей роликов столика и чистка теплового пера. Для этого необходимо снять верхнюю половину корпуса, выполнить операции в такой последовательности:

- достать из прибора блок питания, отвернув предварительно два невыпадающих винта крепления блока;
 - снять столик;
- отвернуть два винта, крепящих верхнюю половину корпуса. Эти винты закрыты пломбами;
 - снять верхнюю половину корпуса с электрокардиографа;
- смазать смазкой ЦИАТИМ-201 подшипники обрезиненного валика, зубчатые колеса редуктора, цапфы осей зубчатых колес, цапфы осей роликов столика, не допуская попадания смазки на резиновые части обрезиненного валика;
 - удалить нагар с пишущей части теплового пера.

После выполнения, работ по техническому обслуживанию необходимо установить верхнюю половину корпуса электрокардиографа и закрепить ее двумя винтами. Установить блок питания и столик с диаграммной лентой.

В случае преждевременного загрязнения теплового пера или сгорания его нагревательного элемента необходимо сделать следующее:

- снять защитную крышку теплового пера, нажав заостренным концом ключа БИ8.392.017 на пружину через отверстие в крышке и выдвинув крышку по направляющим влево;
 - удалить нагар с пишущей части теплового пера;

- для замены пера следует отсоединить токопроводящий проводник пера с наконечником, ослабив винт крепления наконечника. Ослабить винт, крепящий тепловое перо, сдвинуть перо вправо и, приподняв его, снять перо. Хвостовик нового теплового пера завести под планку винта крепления и, сдвинув перо влево до упора, зафиксировать его. Винтом закрепить наконечник токопроводящего проводника пера;
- установить защитную крышку теплового пера, вдвинув ее вправо по направляющим до упора.

Плановое техническое обслуживание проводится через каждые 18 месяцев эксплуатации.

Вопросы и задания для самопроверки

- 1. Укажите назначение и класс электрокардиографа ЭК1Т–03М2. Перечислите его основные технические данные.
- 2. Изобразите лицевую панель электрокардиографа ЭК1Т-03М2 и укажите назначение органов управления и индикации.
- 3. Укажите конструктивные особенности электрокардиографа ЭК1Т-03М2 и меры, обеспечивающие безопасность пациентов и обслуживающего персонала.
- 4. Приведите структурную схему электрокардиографа ЭК1Т-03М2, перечислите назначение входящих в него блоков и поясните принцип работы.
- 5. Приведите схему системы электропитания электрокардиографа ЭК1Т–03М2, поясните назначение блоков и принцип работы.
- 6. Укажите, какие меры необходимо соблюдать для обеспечения безопасной эксплуатации электрокардиографа ЭК1Т–03М2?
- 7. Укажите порядок подготовки электрокардиографа ЭК1T-03M2 к работе.
- 8. Укажите порядок регистрации электрокардиограмм с помощью электрокардиографа ЭК1Т-03М2.
- 9. В какой последовательности необходимо осуществлять замену сетевого блока питания на аккумуляторный в электрокардиографе ЭК1Т–03М2? Каков порядок заряда аккумуляторной батареи?
- 10. Какие работы проводятся при техническом обслуживании электрокардиографа ЭК1Т-03М2? Какова периодичность проведения этих работ?

3 ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА «ПОВЕРКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА»

Целью лабораторной работы является изучение конструкции и принципа действия электрокардиографа ЭК1Т-03М2, 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-03М2 следует выполнять операции и применять средства, указанные в табл. 3.1.

Таблица 3.1 - Операции и средства поверки и исследований электрокардиографа ЭК1Т-03M2

№ 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-03М2, а также запись электрокардиограмм должны проводиться при следующих условиях:

- температура окружающего воздуха 20 ± 5 °C;
- атмосферное давление -715 ± 85 мм. рт. ст.;
- относительная влажность воздуха 80 % при температуре 25 °C;
- максимальное отклонение напряжения питающей сети ± 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-03М2 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 электро-кардиографа.

Схема рабочего места для проведения поверки и исследований электрокардиографа ЭК1Т-03М2 приведена на рис. 3.1. На рис. 3.2 приведена схема коммутатора, обеспечивающего деление выходного сигнала генератора в 1000 раз. 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.

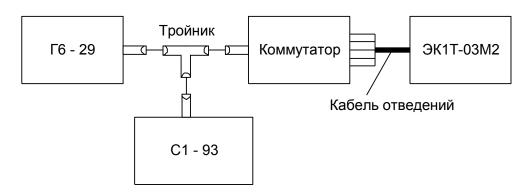


Рисунок 3.1 – Схема рабочего места для проведения поверки и исследований электрокардиографа ЭК1Т-03M2

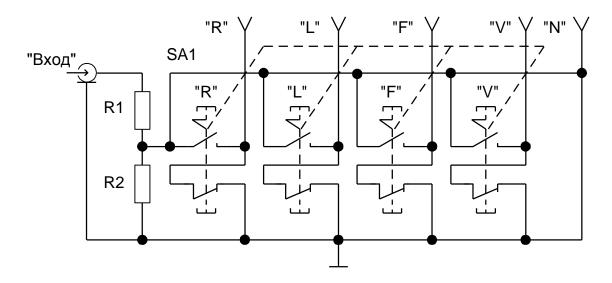


Рисунок 3.2 – Схема коммутатора

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 поверяемого 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 соответствие 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/мB;
 - отведение І;
- 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_U (в мм), записанных на диаграммной ленте, и записать результат в табл. 3.2.
- 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.

Таблица 3.2 – Проверка чувствительности электрокардиографа

<i>ξ</i> , мм/мВ	5					
Um, B	3	4	5	6		
h_{U} , mm						
δ(ξ), %						
<i>ξ</i> , мм/мВ		1	.0			
U_m , B	1,0	1,5	2,0	2,5		
h_{U} , мм						
δ(ξ), %						
ξ, мм/мВ		2	20			
U_m , B	0,5	0,75	1,0	1,5		
h_{U} , мм						
δ(ξ), %						

3.3.2.6 Отклонение чувствительности электрокардиографа от номинального значения оценивается погрешностью

$$\delta \mathbf{\xi} = \frac{\left|\xi_H - \xi_H\right|}{\xi_H} \cdot 100\% , \qquad (3.1)$$

где ζ_H — номинальное значение чувствительности, устанавливаемое равным 5, 10 или 20 мм/мВ;

 $\xi_{\it U}$ – измеренное значение чувствительности

$$\xi_{II} = \frac{1000 \cdot h_{II}}{U_{m}}, \text{(MM/MB)}.$$
 (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/мB;
 - отведение I;
- скорость движения диаграммной ленты -25 мм/c и кратковременно нажимая на кнопку калибровки «1 mV», записать три калибровочных сигнала.
- 3.3.3.2 Определить амплитуду каждого импульса h_{Hi} (в мм), записанного на диаграммной ленте, и вычислить амплитуды калибровочного сигнала по выражению

$$U_{mKi} = \frac{h_{Hi}}{\xi_j}. ag{3.3}$$

Результаты вычисленных значений амплитуд занести в табл. 3.3.

Таблица 3.3 – Определение амплитуды калибровочного сигнала

ξ_j , mm/mB	U_{mKl} , мВ	U_{mK2} , мВ	U_{mK3} , мВ	U_{mKCP} , мВ	δ, %
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 соответствие 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

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

где U_{mKH} — номинальное значение амплитуды калибровочного сигнала, равное 1 мВ;

 U_{mKCP} — среднее значение амплитуды зарегистрированного калибровочного сигнала при одном значении чувствительности электрокардиографа

$$U_{mKCP} = \frac{1}{3} \sum_{i=1}^{3} U_{mKi} \,. \tag{3.5}$$

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.

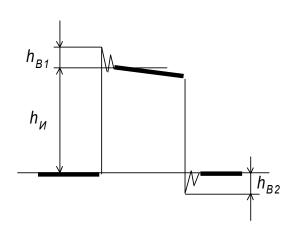


Рисунок 3.3 – К определению коэффициента затухания механической части регистратора

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_{RI}

(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

$$k_{3.\Phi P} = \frac{h_{B1}}{h_{U}} \cdot 100\% , \qquad (3.6)$$

где $h_{\it M}$ — 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

$$k_{3.CP} = \frac{h_{B2}}{h_U} \cdot 100\% , \qquad (3.7)$$

Значения коэффициентов затухания при фронте и срезе калибровочного импульса можно считать удовлетворительными, если они не превос-

ходят 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/мB;
 - 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

$$V_{\phi} = \frac{Lf}{n},\tag{3.8}$$

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

$$\delta \mathbf{V} \supseteq \frac{|V_H - V_{\Phi}|}{V_H} \cdot 100\%, \tag{3.9}$$

где V_H — номинальное значение скорости движения диаграммной ленты, устанавливаемое равным 25 или 50 мм/с;

 V_{ϕ} — 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

$$\tau_{Hi} = \frac{l_i}{V_{25}},\tag{3.10}$$

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.

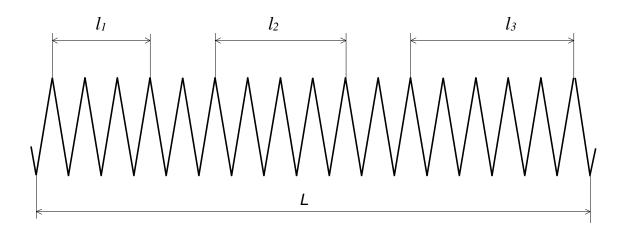


Рисунок 3.4 – К определению погрешности измерения интервалов времени

Результаты вычислений заносятся в табл. 3.4.

Таблица 3.4 – Определение погрешности измерения интервалов времени

<i>V</i> , мм/с	n_i	τ_{Mi} , c	$\tau_{\mathcal{U}\mathcal{Y}_i}, \mathbf{c}$	$\delta\!\left(au_{Ui} ight),\%$
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

$$\delta \blacktriangleleft = \frac{|\tau_{MYi} - \tau_{Mi}|}{\tau_{MYi}} \cdot 100\%, \qquad (3.11)$$

где au_{UVi} – установленное значение длительности интервала времени

$$\tau_{MVi} = \frac{n}{f};\tag{3.12}$$

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 (AЧX) электрокардиографа называется зависимость амплитуды отклонения пера от частоты входного сигнала при его неизменной амплитуде. Электрокардиограф ЭК1Т-03М2 относится к третьему классу (см. π/p 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

$$h_{Ui} = \frac{A_i}{2} \,. \tag{3.13}$$

Результаты измерений и вычислений заносятся в табл. 3.5.

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

f_{BX} , Гц	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
A_i , MM										
h_{Ui} , мм										
α, %										

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

$$\alpha = \frac{|h_{U10} - h_{Ui}|}{h_{U10}} \, 100\% \,, \tag{3.14}$$

где h_{U10} – 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 Γ ц составляет не более \pm_{10}^5 % (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 π/p 1.1, 1.5, 2.5 и π . 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/мB;
 - 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.

- 3.3.8.3 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.
- 3.3.8.4 Записать электрокардиограмму во втором стандартном отведении при увеличенном ξ_{20} =20 мм/мВ и уменьшенном ξ_{5} =5 мм/мВ значениях чувствительности электрокардиографа, а также при скорости движения диаграммной ленты равной V_{50} =50 мм/с. Произвести сопоставительный анализ полученных результатов.

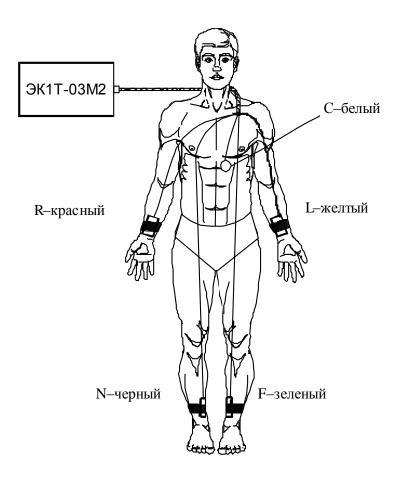


Рисунок 3.5 – Расположение кабеля отведений на теле обследуемого

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 электрокар-

диограммы 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

$$f_{cci} = \frac{60 \ n \ V}{L},\tag{3.15}$$

где V – скорость движения диаграммной ленты.

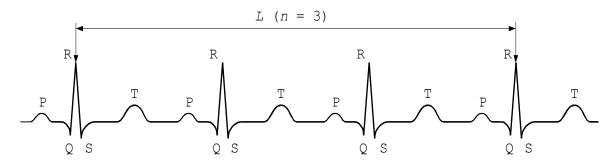


Рисунок 3.6 – К определению ЧСС

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

$$f_{ccycp} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^{k} f_{cci}, \qquad (3.16)$$

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 электро-кардиографа $h_U = f(f_{BX})$ и ее неравномерность $\alpha = f(f_{BX})$.
- 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 $f_{CC} = f(OTBEДЕНИE)$.
- 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 210×297мм. При оформлении отчета следует придерживаться требований стандарта [5].

- 3.4.7 Отчет о 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–03М2. Каков порядок определения чувствительности?
- 2. Укажите назначение источника калибровочного сигнала в электрокардиографе ЭК1Т-03М2 и порядок работы с этим источником при проверке электрокардиографа.
- 3. Каков порядок определения скорости движения диаграммной ленты в электрокардиографе ЭК1Т–03М2? От чего зависит эта скорость? Каким образом осуществляется ее стабилизация?
- 4. Каким образом с помощью электрокардиографа ЭК1Т–03М2 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–03М2, 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., Тель Л.З., Циркин В.И., Чеснокова С.А. Физиология человека: Учебник (курс лекций). Под ред. В.И. Циркина, Санкт-Петербург.: Сотис, 1998. 527 с.
- 2. Покровский В. М., Коротько Г.Ф., Кобрин В.И. и др. Физиология человека: Учебник /В двух томах. Т.І/. М.: Медицина, 1998. 448 с.
- 3. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М.: Медицина, 1991. 288 с.
- 4. Дощицин В.Л. Практическая электрокардиография. М.: Медицина, 1987.
- 5. Исаков И.И., Кушаковский М.С., Журавлева Н.Б. Клиническая электрокардиография. Л.: Медицина, 1984.
- 6. Орлов В.И. Руководство по электрокардиографии. М.: Медицина, 1983.
- 7. Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторінг. 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. 344с.
- 9. Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура. М.: Медицина, 1981. 344c.
- 10. Ахутин В.М., Лурье О.Б., Немиренко А.П., Попечителев Е.П. Теория и проектирование диагностической электронно-медицинской аппаратуры. Л.: Изд-во Ленингр. ун-та, 1980. 148c.
- 11. Электрокардиограф ЭК1Т 03М2. Техническое описание и инструкция по эксплуатации БИ2.008.14 ТО, 1991.
- 12. ДСТУ 3008 95 Документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення.

Навчальне видання

КІПЕНСЬКИЙ Андрій Володимирович ШАМАРДІНА Вера Миколаївна ДЕЙНЕКО Дмитро Михайлович

ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ

Навчально-методичний посібник

Російською мовою

Роботу рекомендував до видання проф. В.Т. Дол	лбня
	В авторській редакції
План 2002 р <mark>., п</mark>	

НТУ "ХПІ", 61002, м. Харків, вул. Фрунзе, 21 Видавничий центр НТУ "ХПІ". Свідоцтво ДК № 116 від 10.07.2000 р.

Ціна договірна.

Підписано до друку ______. Формат 60×84 1/16. Друк — ризографія. Папір офсетний. Ум. друк. арк. 3,3. Обл.-вид. арк. 3,5. Гарнітура Times

New Roman. Тираж 100 прим. Зам.