

Министерство образования Республики Беларусь  
Учреждение образования  
«Белорусский государственный университет  
информатики и радиоэлектроники»

Кафедра электронной техники и технологии

**Н. С. Собчук, Т. А. Имшенецкая**

## **ПРИБОРЫ И СРЕДСТВА ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Лабораторный практикум  
для студентов специальности  
1-39 02 03 «Медицинская электроника»  
всех форм обучения

Минск 2008

УДК 616-71(075.8)  
ББК 53.4 я73  
С 55

**Собчук, Н. С.**

С 55      Приборы и средства функциональной диагностики: лаб. практикум для студ. спец. 1-39 02 03 «Медицинская электроника» всех форм обуч. / Н. С. Собчук, Т. А. Имшенецкая. – Минск : БГУИР, 2008. – 34 с.  
ISBN 978-985-488-342-7

Лабораторные работы включают теоретические сведения, практическую часть исследования приборов для измерения параметров органов дыхания и поверки приборов, регистрирующих электрическую активность биологических объектов. Особое внимание в практикуме уделено поверке электрокардиографов.

Практикум предназначен для закрепления и углубления теоретических знаний и приобретения практических навыков работы с приборами для измерения параметров органов дыхания, сердечной деятельности и работы со специализированной оснасткой.

**УДК 616-71(075.8)**  
**ББК 53.4 я73**

**ISBN 978-985-488-342-7**

© Собчук Н. С., Имшенецкая Т. А., 2008

© УО «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники», 2008

## СОДЕРЖАНИЕ

### **Лабораторная работа №1**

Исследование приборов для измерения параметров органов

дыхания .....4

### **Лабораторная работа №2**

Изучение методики поверки электрокардиографов.....19

Библиотека БГУИР

## Лабораторная работа №1

# ИССЛЕДОВАНИЕ ПРИБОРОВ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ОРГАНОВ ДЫХАНИЯ

### Цель работы

Изучение конструктивных особенностей прибора МЕТАТЕСТ-1, методов его использования и анализ полученных результатов.

### 1. Теоретические сведения

#### 1.1. Физиологические основы тестирования функции лёгких

Функциональное исследование лёгких является важной частью клинической медицины и выполняет ряд задач:

- диагностика заболевания лёгких и оценка его тяжести;
- оценка эффективности терапии различных легочных расстройств;
- представление о течении болезни из результатов последовательных тестов;
- обучение больных приемам правильного дыхания и убеждение их в необходимости ведения здорового образа жизни.

Дыхательная система приспособливает обмен газов к широкому спектру разнообразных обстоятельств – от состояния покоя до тяжелой физической нагрузки. В условиях последней, когда требуется повышенное потребление  $O_2$  и выделение  $CO_2$ , необходима большая эффективность газообмена и вентиляции.

Структура лёгких обеспечивает максимальную эффективность вентиляции. Функционально дыхательная система может быть разделена на три компонента:

1. Воздухоносные пути (ВП).
2. Лёгочная паренхима.
3. Грудная клетка, выполняющая функцию мехов.

ВП представлены полуригидными трахеей и долевыми бронхами и более податливыми мелкими бронхиолами, простирающимися до периферии лёгких. Тип воздушного потока варьируется от турбулентного в центральных ВП до ламинарного в мелких. Мелкие дыхательные пути могут быть сдавлены во время форсированного выдоха. В результате экспираторный воздушный поток ограничивается как в норме, так и при патологии лёгких. Это имеет важное значение для функционального исследования легких, поскольку анализ экспираторной части вентиляции позволяет выявить большинство лёгочных расстройств.

Второй функциональный компонент – эластическая паренхима лёгких – ведет себя подобно резиновому баллону. Нарушения, делающие легкие жесткими (например легочный фиброз), препятствуют их полному спаданию, в то время как нарушения, делающие легкие более эластичными (например при эмфиземе), уменьшают силу, с которой они опоржняются.

Третий функциональный компонент – «грудные мехи» – состоит из грудной клетки, межреберных мышц и диафрагмы. Поскольку сами легкие не способны инициировать дыхание, грудная клетка и дыхательная мускулатура должны создавать силы, необходимые для вентиляции. Дыхательные мышцы активны при вдохе; мышцы выдоха обычно работают только при определенных патологических состояниях и при физической нагрузке. Деформация грудной клетки и болезни дыхательных мышц могут влиять на функцию дыхательной «помпы», приводя к дыхательной недостаточности.

Изменения любого из этих трех функциональных компонентов могут стать причиной одышки и измеримых отклонений функции лёгких. Функциональное исследование лёгких используется для оценки состояния каждого из этих трех компонентов.

Основные группы клинически важных тестов лёгочной функции включают спирометрию, тесты на силу дыхательных мышц, измерение лёгочных объемов и диффузионной способности лёгких.

Спирометрия – наиболее важный способ оценки лёгочной функции. При проведении спирометрии пациент вдыхает и выдыхает с максимальной силой. Измеряются объемная скорость воздушного потока и изменения объема дыхательной системы. Наиболее клинически значимые сведения дает анализ экспираторного маневра (выдоха).

## **1.2. Спирометрия**

При данном исследовании пациент в положении сидя дышит в камеру, которая представляет собой подвижный цилиндр, погруженный в емкость с водой. Изменения объема легких регистрируются по изменению объема цилиндра, соединенного с откалиброванным вращающимся барабаном. Вдох регистрируется отклонением записи на барабане кверху, а выдох – книзу

Основным показателем спирометрии является жизненная ёмкость легких (ЖЕЛ, VC), представляющая собой максимальный объем воздуха, который можно вдохнуть (инспираторная VC) или выдохнуть (экспираторная VC). Чтобы измерить VC, пациент делает сначала вдох до предельного объема легких, а затем возможно полный выдох.

Некоторое количество воздуха остается в легких даже после максимального экспираторного маневра. Этот объем называют остаточным объемом (ОО, RV). Сумма жизненной емкости и остаточного объема даёт общую емкость легких (ОЕЛ, TLC). Остаточный объем нельзя определить с помощью одной спирометрии, это требует дополнительных измерений объема легких.

Объемная скорость воздушного потока является главным фактором, определяющим вентиляционную способность легких. Объемную скорость потока можно определить по экспираторному маневру жизненной емкости легких, если учесть затраченное на него время. При использовании спирометра это время определяется на основании скорости вращения цилиндра. С помощью данных вертикальной оси, представляющих объем (VC), и данных горизонтальной оси,

показывающих отсчет времени, рассчитывается объемная скорость воздушного потока (объем/время).

Объем легких на вершине спирограммы – TLC. По мере того как пациент выдыхает, регистрируется кривая, которая постепенно уплощается при приближении к концу выдоха, т. е. к уровню остаточного объема легких. Из спирограммы экспираторного маневра выводят несколько ключевых величин.

Объем форсированного выдоха за 1 с (ОФВ1, FEV1) представляет собой количество воздуха, выдохнутого за первую секунду. Принято выражать FEV1 в процентах к форсированной жизненной емкости легких (ФЖЕЛ, FVC).

Здоровые люди за первую секунду выдыхают по меньшей мере 70 % FVC, пациенты с тяжелой обструктивной болезнью – от 20 до 30 %. Отношение FEV1/FVC, %, является крайне полезным параметром для диагностики.

Другая важная спирометрическая величина – объемная скорость потока в средней части экспираторного маневра: форсированный экспираторный поток между 25 и 75 % форсированной жизненной емкости легких (ФЭП 25–75 %, FEF 25–75 %). С помощью этой величины оценивается средняя объемная скорость воздушного потока между 25 и 75 % выдыхаемого объема.

Электронные приборы также позволяют проводить измерение объемной скорости потока как функции объема легких. Чтобы понять отношение между объемной скоростью воздушного потока и объемом легких, необходимо проанализировать петлю поток – объем.

После некоторого периода спокойного дыхания пациент делает максимальный вдох, в результате чего регистрируется кривая эллиптической формы. Объем легких в точке максимального вдоха есть TLC. Вслед за этим пациент делает форсированный выдох (FVC). Максимальная экспираторная объемная скорость потока представлена начальной частью кривой. Затем объемная скорость потока убывает, и кривая возвращается к ее исходной позиции. Исходя из этого, петля поток – объем описывает отношение между объемной скоростью воздушного потока и объемом легких на протяжении вдоха и выдоха. Она содержит те же сведения, что и простая спирограмма. Однако с помощью этой петли можно легко получить дополнительные полезные сведения.

Очевидно, что характеристики воздушного потока во время форсированного вдоха и выдоха заметно отличаются друг от друга. Воздушный поток во время вдоха определенной степени симметричен: наивысшая его скорость достигается приблизительно в средней точке кривой. Эта точка называется максимальной объемной скоростью вдоха при 50 %-ной жизненной емкости легких (МОС 50 % вд, MIF 50 %).

В противоположность этому максимальная объемная скорость экспираторного воздушного потока – пиковый экспираторный поток (ПЭП, PEF) – наблюдается по ходу выдоха очень рано. Объемная скорость потока линейно падает вплоть до окончания выдоха. Как указано при описании спирограммы, скорость воздушного потока между 25 и 75 % форсированной жизненной емкости легких может быть установлена из кривой поток – объем. Удобнее, однако, рассматривать объемную скорость воздушного потока середины форсированного выдоха

( $V_{\max}$  50 %). Обычно MIF 50 % в 1,5 раза больше  $V_{\max}$  50 %, поскольку увеличение сопротивления ВП во время выдоха ограничивает экспираторный поток. Анализ петли поток – объем может быть полезен в диагностически трудных случаях.

Спирометрия может быть использована для определения двух основных патофизиологических типов отклонения от нормы: обструктивного и рестриктивного.

При обструктивных расстройствах ведущей патофизиологической аномалией является увеличенное сопротивление ВП. В простом случае (например, бронхиальная астма) легочная паренхима нормальна, но сужены ВП. Следовательно, FVC может быть сохранена, но воздушный поток снизится и FEV1/FVC, % уменьшится. Наклон спирограммы выдоха заметно снижен по сравнению с нормой и FEV1/FVC, % уменьшено. FEF 25–75 %, также снижен.

Рестриктивные расстройства характеризуются ограничением наполнения грудной клетки воздухом: легочная паренхима изменена таким образом, что легкие становятся жесткими и с трудом расправляются. Функция ВП обычно остается нормальной и, следовательно, скорость воздушного потока не претерпевает изменений. Хотя FVC и FEV1 снижаются, отношение FEV1/FVC % остается нормальным.

Те же самые функциональные отклонения, свойственные обструктивным и рестриктивным расстройствам, описываются экспираторной частью петли поток – объем.

### **1.3. Тесты на силу дыхательных мышц**

Иногда нервно-мышечные расстройства выглядят как заболевания с поражением паренхимы легких, приводящие к ограничению расширения грудной клетки. Снижение силы дыхательных мышц может вызывать сходные отклонения в результатах легочных функциональных тестов.

С практической точки зрения проблема заключается в том, чтобы установить, чем обусловлена рестрикция: действительно рестриктивными изменениями легких, поражением нервно-мышечной системы или недостаточными усилиями пациента.

При обструкции объем легких увеличен и кривая экспираторной объемной скорости потока – объема сдвинута влево. Объемные скорости потока выдоха уменьшены при всех объемах легких. При рестрикции объем легких снижен и кривая сдвинута вправо. Хотя пиковая объемная скорость потока уменьшена, объемные скорости экспираторного потока увеличены по сравнению с объемными скоростями потока у здорового человека при том же объеме легких.

Для уточнения ситуации может быть измерена сила сокращения мышц вдоха и выдоха. Пациенту предлагают сделать максимальное усилие вдоха или выдоха на вход манометра, который регистрирует создаваемое изометрически результирующее давление.

Силы, развиваемые дыхательными мышцами, тесно связаны с объемом легких. Максимальное давление вдоха (MIP) достигается при наименьшем ле-

гочном объеме ( $RV$ ), когда отношение длина–напряжение в диафрагме оптимизировано. И наоборот, максимальное давление выдоха ( $MEP$ ) достигается при  $TLC$ . Пациенты с нервно-мышечными заболеваниями часто не способны достичь максимальных величин давления, что предполагает рестриктивную патологию легких. Те же пациенты, которые первоначально оказывают слабое содействие при проведении теста, впоследствии часто добиваются максимальных величин давления легко. Так можно различить небрежное отношение к участию в функциональном тестировании и слабость нервно-мышечной природы.

Полезным тестом функции дыхательной системы в целом, включая мышечную силу, является максимальная произвольная вентиляция ( $MVV$ ). Выполняя этот маневр, пациент в течение 12 с дышит так часто и глубоко, как только может. Величина вентиляции ( $MVV$ ) измеряется и выражается в литрах за 1 мин. Эмпирически было установлено, что  $MVV$  в 35–40 раз больше  $FEV1$ .

#### **1.4. Виды объемов легких, определяемые по спирограмме**

Все легочные объемы могут быть рассчитаны исходя из результатов измерения  $VC$  и  $FRC$ .  $FRC$  можно измерить с помощью одного из двух способов: разведения гелия или плетизмографии тела.

*Метод разведения гелия* основан на простом принципе сохранения масс. Инертный газ гелий, заключенный в дыхательном контуре известного объема, разводится дополнительным объемом неизвестной величины – объемом легких в положении  $FRC$  (ФОЕЛ – функциональная остаточная емкость легких). После периода дыхания, необходимого для выравнивания газового состава в системе в целом, новая сниженная концентрация гелия отражает общий объем легких и дыхательного контура, в котором этот газ распределился. Поскольку объем последнего известен и известен объем первоначального контура, включающего водяной спирометр и поглотитель  $CO_2$ , то можно определить общий объем легких. К системе присоединено устройство, снабжающее ее кислородом. Непрерывное удаление  $CO_2$  поглотителем и пополнение кислорода из внешнего источника позволяют пациенту дышать в контуре продолжительное время. Перед началом исследования система наполняется газовой смесью с известной концентрацией гелия. Во время процедуры гелий разводится по всей системе «легкие–спирометр». После установления равновесия новая концентрация гелия представляет собой меру нового объема, в котором распределился газ.

Хотя метод разведения гелия прост, его точность зависит от полноты смешивания газа в легких. У здоровых людей полное смешивание занимает всего лишь несколько минут. Однако у пациентов с плохо вентилируемыми участками легких, например при обструктивной легочной патологии, уравнивание концентрации гелия наступает намного позднее. Поэтому у них определение легочных объемов методом разведения гелия может дать неточные результаты.

*Плетизмография тела* является более быстрым и надежным методом измерения объема легких, чем метод разведения гелия, однако он требует более сложного технического оснащения. Принцип плетизмографии тела базируется

на законе Бойля, который описывает постоянство отношения между давлением (P) и объемом (V) газа при постоянной температуре.

Человек, сидящий в герметической кабине плетизмографа, дышит через загубник, соединенный с открытым в атмосферу шлангом. Открытие и закрытие шланга управляется электронным устройством. Человек от уровня FRC делает попытки вдохов и выдохов при закрытом шланге. Газ, содержащийся в легких, попеременно сжимается (на «выдохе») и разрежается (на «вдохе»). Изменения давления в ротовой полости (как эквивалент альвеолярного давления) и внутригрудного объема газа (как отражение колебаний давления в герметической кабине) постоянно регистрируются.

Плетизмография тела обеспечивает очень быстрое измерение объема легких и может быть применена многократно за короткое время.

### **1.5. Измерение сопротивления воздухоносных путей и удельной проводимости**

Сопротивление воздухоносных путей ( $R_{aw}$ ) зависит от объема легких. По мере увеличения объема легочная паренхима передает растягивающее действие на внутрилегочные ВП, увеличивая их диаметр и снижая сопротивление.

Изменения сопротивления и проводимости ВП зависят от объема легких.

Изменения  $R_{aw}$ , связанные с колебаниями объема легких, могут быть точно установлены при плетизмографии тела.

Сидя в кабине, человек дышит через открытый шланг, соединенный с расходомерным устройством – пневмотахографом. Этот маневр отражается на экране плетизмографа в виде замкнутой петли, представляющей отношение между потоком (V) и давлением в кабине ( $P_b$ ), т.е.  $V/P_b$ . Затем шланг перекрывается (человек продолжает выполнять маневр вдох-выдох), что вызывает образование петли «альвеолярное давление–давление в кабине» ( $P_A/P_b$ ).

Если измерение делается при нескольких различных объемах легких, это позволяет вывести отношение между сопротивлением ВП и объемом легких.

### **1.6. Растяжимость легких**

Иногда измерение растяжимости легких оказывается полезным для уточнения клиники заболевания. Для наполнения легких воздухом необходимо к их поверхности приложить давление. Наполнение легких, в свою очередь, создает давление эластической отдачи, которое обеспечивает их спадение. Величина давления, содействующего спадению легких, зависит от объема их наполнения.

Изолированное легкое расправляется под воздействием давления, прикладываемого к стенкам альвеол, т. е. разницы между альвеолярным давлением и окружающим плевральным. Альвеолярное давление при любом объеме легких может быть измерено посредством плетизмографии тела.

Отношение между давлением в ротовой полости, эквивалентным альвеолярному давлению ( $P_A$ ), и давлением в камере ( $P_B$ ) определяется, когда заслонка (S) закрыта. Отношение между V и  $P_B$  определяется, когда заслонка открыта.

Во время спадения легких от уровня TLC шаг уменьшения объема легких (DV) соотносится с уменьшением транспульмонального давления, измеренного с помощью внутрипищеводного баллона. Функция давление – объем криволинейная, а растяжимость в любой точке этой кривой есть DV/DP.

Плевральное давление измеряется прямым способом с помощью катетера, помещенного в плевральную полость, либо косвенным – измерением внутрипищеводного давления, которое обеспечивает относительно неинвазивную, но вполне надежную оценку плеврального давления.

Отношение давление – объем в нормальных легких имеет криволинейный характер. В средней части кривая жизненной емкости более крутая, но по мере приближения к предельной наполненности легких наблюдаются прогрессивно увеличивающиеся величины давления. Легочный фиброз (рестриктивное заболевание) характеризуется жесткостью легких и плоской кривой давление – объем. Эмфизема (обструктивная патология), при которой снижается эластичность легких, напротив, характеризуется крутым наклоном кривой давление – объем. Значительные изменения объема сопровождаются малыми изменениями давления наполнения легких.

### **1.7. Тесты для определения заболевания мелких воздухоносных путей**

Применяются два теста на обнаружение обструкции мелких ВП (диаметром менее 2 мм), которые иллюстрируют некоторые физиологические принципы, касающиеся воздушного потока: при дыхании гелиево-кислородной смесью и измерение объема закрытия.

Информация о состоянии мелких ВП, получаемая при анализе «гелиево-кислородной кривой» поток–объем, более полная, чем при анализе «воздушной кривой».

Кривая давление–объем при эмфиземе более крутая (увеличенная растяжимость), а максимальное давление пластической отдачи при TLC понижено. Кривая давление–объем при рестриктивном поражении легких (например при легочном фиброзе) более пологая (уменьшенная растяжимость), а максимальное давление эластической отдачи при TLC увеличено.

Это обусловлено тем, что плотность инертного газа гелия ниже плотности воздуха. При вдыхании гелиево-кислородной смеси происходит снижение турбулентности потока в крупных центральных ВП и увеличение объемных скоростей потока там, где турбулентность сохраняется. Поскольку сопротивление дыхательных путей выше в системе с турбулентными потоками, то снижение турбулентности приводит к уменьшению сопротивления. В отличие от крупных, в мелких ВП воздушный поток остается ламинарным. Ламинарный поток от плотности газа не зависит. Поэтому дыхание газом с более низкой плотностью оказывает на поток и, следовательно, сопротивление мелких дыхательных путей незначительное влияние.

Испытуемый дышит комнатным воздухом. В этих условиях регистрируется петля поток – объем. Затем он начинает дышать гелиево-кислородной смесью, после чего записывается вторая петля поток – объем. В результате снижения

турбулентности и сопротивления у здоровых людей петля поток – объем отражает увеличение объемной скорости экспираторного потока, измеренной на уровне 50 % экспираторной жизненной емкости легких –  $DV_{\max}$  50 %. Однако у больных с обструкцией мелких ВП, где воздушный поток изначально ламинарен, дыхание гелиево-кислородной смесью не увеличивает объемную скорость потока. Следовательно,  $V_{\max}$  50 % заметно меньше выражено у пациентов, обструктивная болезнь лёгких которых вызвана поражением мелких ВП.

Другим тестом функции мелких ВП, который раскрывает целый ряд физиологических закономерностей, является измерение объёма закрытия. Данный объём может быть измерен при проведении теста на вымывание азота при одиночном вдохе кислорода, выполняемом с помощью азотографа. Это один из тестов, используемых для оценки неравномерности вентиляции легких.

Во время теста на вымывание азота человек делает максимальный вдох чистого кислорода после опорожнения легких до уровня остаточного объема. Таким образом, он делает вдох кислорода, равный по объему жизненной емкости легких. Затем испытуемый делает медленный выдох, объем которого измеряется спирометром, до уровня остаточного объема. Концентрация азота в выдыхаемом воздухе непрерывно регистрируется на протяжении выдоха с помощью азотографа. Существует четыре фазы так называемой «кривой вымывания азота», полученной этим способом.

В ранней фазе выдоха выводится воздух из верхних дыхательных путей. Поскольку эта область содержит чистый кислород, заполнивший ее после предшествующего вдоха, то содержание там азота равно нулю (фаза 1). Далее азотсодержащий газ анатомического мертвого пространства вымывается по мере опорожнения альвеол: концентрация азота резко возрастает (фаза 2). Вслед за этим выдыхается альвеолярный газ. У здоровых людей с минимальной неоднородностью вентиляции эта фаза кривой (фаза 3) плоская, и она известна как альвеолярное плато.

У пациентов с разнообразными болезнями паренхимы и воздухоносных путей фаза 3 не плоская.

Имеется еще один заметный подъем концентрации азота после альвеолярного плато (фаза 4). Предполагаемым механизмом, лежащим в основе фазы 4, является закрытие мелких ВП, расположенных у основания легких, при низких легочных объемах.

Когда по мере завершения выдоха происходит закрытие мелких ВП базальных отделов, из богатых азотом апикальных легочных зон поступает пропорционально больше газа, создавая фазу 4.

Объем лёгких, представляющий часть жизненной ёмкости и остающийся не выдохнутым к началу фазы 4 кривой вымывания азота известен как объем закрытия. Сумма объёма закрытия и остаточного объёма называется ёмкостью закрытия.

Меньшие по диаметру периферические ВП во время выдоха подвергаются компрессии, становясь постепенно все более узкими по мере того, как объем легких приближается к остаточному. Это приводит к снижению скорости потока

при малых объемах легких и к закрытию мелких воздухоносных путей. При патологических изменениях мелких ВП этот эффект усиливается. В итоге мелкие ВП сужаются и закрываются в более ранних фазах выдоха. Измерение объема закрытия выполняется путем определения объема легких, при котором поток в мелких ВП прекращается.

У здоровых молодых людей закрытие ВП происходит на уровне 10 % жизненной емкости, считая от остаточного объема, а после 60 лет - на уровне 40 %. У пациентов даже с малыми степенями обструкции ВП можно обнаружить значительное повышение объема закрытия.

## 2. Оборудование

1. Прибор МЕТАТЕСТ-1.
2. Загубник.

## 3. Практическая часть

### 3.1. Ознакомьтесь с устройством и принципом работы прибора МЕТАТЕСТ-1

Все составные части прибора смонтированы на столике, который перемещается по полу на самоориентирующихся колесах и имеет два ящика для укладки сменных и запасных частей и принадлежностей. Блок измерительный крепится к столику при помощи невыпадающих винтов.

Штанга крепится к столику зажимом, который позволяет выставлять ее по высоте. Штанга служит для подвески тройника и установки его в удобное положение у лица пациента при исследовании лежа, сидя или стоя. Тройник представляет собой корпус, в котором расположены клапаны, обеспечивающие подключение пациента к дыхательному контуру прибора (открытие тройника) или отключение от него (закрытие тройника) в ходе исследования. Управление клапанами осуществляется при помощи ручки тройника. Отводы тройника соединены двумя гофрированными шлангами со штуцерами измерительного блока. Соединения шлангов уплотнены резиновыми манжетами.

Шланг питания предназначен для подключения прибора с помощью соответствующих штуцеров к централизованной разводке кислорода или через редуктор – к кислородному баллону.

Блок измерительный предназначен для измерения объемов дыхания в закрытой системе и регистрации их изменений во времени на движущемся носителе записи (диаграммной ленте). В блоке происходит разделение воздушных потоков и поглощение углекислого газа.

В крышке блока установлены два штуцера: центральный с клапаном выдоха и боковой – с клапаном вдоха. На штуцеры навернуты патрубки, которые уплотняют седла клапанов. К внутренней стороне крышки привернут адсорбер – резервуар для химического известкового поглотителя ХП-И. Во избежание попадания пыли поглотителя в сильфон спирометра под резервуаром установлен под-

дон. Крышка тремя винтами-барашками через уплотняющее кольцо герметически соединяется с корпусом спирометра. Крышка с установленными на ней штуцерами и присоединенным адсорбером образует циркуляционный блок дыхательного контура прибора.

Основание представляет собой дно и боковые стенки блока измерительного, на которых крепятся все его сборочные единицы и детали.

Крышка закрывает лицевую часть измерительного блока и имеет прозрачный козырек, расположенный над лентопротяжным механизмом. Крышка на шарнирах откидывается вперед, обеспечивая доступ к месту установки диаграммной ленты. Прозрачный козырек позволяет следить за ходом записи спирограммы, а нанесенная на нем шкала – осуществлять визуальный контроль объема сиффона.

Узел пуска кислорода предназначен для соединения источника кислорода с дыхательным контуром. Он состоит из корпуса с подпружиненным клапаном и кнопки.

Переключатель служит для переключения скоростей лентопротяжного механизма (50 и 1200 мм/мин) и его остановки.

Лентопротяжный механизм состоит из электродвигателя, редуктора, барабана и двух щек, стянутых стяжками. Для прижима ленты к барабану предусмотрены два откидных ролика. Снизу диаграммная лента прижимается подпружиненной лапкой. Пневматическая схема прибора показана на рис. 1.

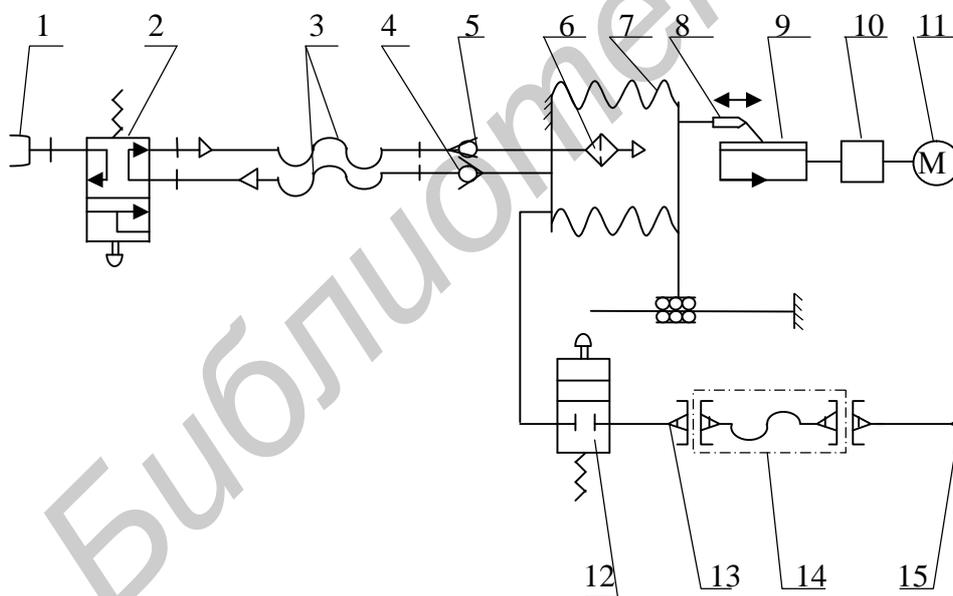


Рис.1. Схема пневматическая принципиальная:

- 1 – загубник; 2 – тройник; 3 – шланг; 4 – клапан вдоха; 5 – клапан выдоха;
- 6 – адсорбер; 7 – сиффон; 8 – перо; 9 – лентопротяжный механизм;
- 10 – редуктор; 11 – электродвигатель; 12 – кнопка пуска кислорода;
- 13 – соединительное устройство; 14 – шланг питания; 15 – источник кислорода

На задней стенке блока нанесены надписи: КИСЛОРОД – для штуцера подключения шланга питания; 0,5 А – величина тока устанавливаемых плавких вставок; СЕТЬ – у ввода шнура питания.

На лицевой панели размещены органы управления и сигнализации, поясняющие надписи.

Кнопка открывает клапан узла пуска кислорода от его источника в спирометр. Кнопкой прибор включается в электрическую сеть; о включении сигнализирует лампа.

Кнопки переключателя служат для включения скоростей 1200 и 50 мм/мин лентопротяжного механизма и для его выключения.

Работа прибора основана на принципе измерений дыхательных объемов и объема потребленного кислорода в закрытой системе с помощью сиффонного спирометра.

Пациент подсоединяется герметично к дыхательному контуру через загубник 1. Выдыхаемый из легких воздух через тройник 2, переключаемый ручкой, по шлангу 3, открывая клапан выдоха 5, поступает в адсорбер 6, где из него поглощается углекислый газ. Из адсорбера воздух поступает в сиффон 7 и, создавая избыточное давление, перемещает подвижную крышку и жестко связанные с ней перодержатель с пером 8. Перо записывает объем на диаграммной ленте, перемещаемой лентопротяжным механизмом 9, приводом которого служат электродвигатель 11 и редуктор 10. При вдохе в легкие воздух совершает обратный путь через клапан вдоха 4, а крышка сиффона перемещается под действием разрежения. В процессе исследования кислород из дыхательной системы поглощается организмом и перо смещается влево на величину, соответствующую поглощенному объему.

Заполнение кислородом дыхательного контура осуществляется при закрытом тройнике нажатием кнопки 12. При этом открывается клапан, и кислород из источника кислорода 15 через шланг питания 14 и присоединительное устройство 13 поступает в сиффон 7.

### 3.2. Ознакомьтесь с мерами электробезопасности

По электробезопасности прибор выпускается по классу защиты 1 с трехжильным шнуром питания, третья жила которого используется в качестве заземляющего провода и подсоединена к заземляющему контакту сетевой вилки. Прибор должен подключаться к розетке, имеющей заземляющее гнездо.

Категорически ЗАПРЕЩАЕТСЯ работать на незаземленном приборе.

При эксплуатации прибора необходимо соблюдать правила техники безопасности, установленные для работы с источниками высокого давления и кислородом.

### 3.3. Подготовьте прибор к работе

Проведите дезинфекцию дыхательного контура прибора согласно пункту 3.4.

Включите вилку шнура питания в сетевую розетку. На лицевой панели нажмите кнопку СЕТЬ (сигнальная лампа при этом должна загореться).

Выключите кнопкой СЕТЬ питание.

Установите рулон диаграммной ленты в лентопротяжный механизм, для чего:

- надавите шпулей рулона на правую подпружиненную опору, одновременно утапливая прижимную лапку, и установите шпулю на левую опору;

- пропустите ленту поверх барабана таким образом, чтобы его штыри попали в перфорацию ленты и прижмите ее роликами.

Если перфорация не попадает на штыри, то надавливая на торцы рулона с двух сторон, выровняйте их.

Нажмите кнопку СЕТЬ и сделайте пробную протяжку ленты, нажав кнопки 50 и 1200.

Залейте в баллончик пера пипеткой чернила. Закройте баллончик большим пальцем и продавите чернила через капилляр. Проверьте качество записи пера при включенном лентопротяжном механизме и поднимите его над лентой.

При необходимости прочистите перо мандреном.

Проверьте герметичность дыхательного контура в следующем порядке:

- 1) включите прибор нажатием кнопки СЕТЬ;
- 2) откройте тройник прибора;
- 3) установите перо прибора на линию диаграммной ленты, соответствующую объему сиффона, и загерметизируйте тройник пробкой;
- 4) нажмите кнопку 50 и запишите линию длиной 10–15мм; через 10 мин повторите запись.

При герметичности дыхательного контура линии записи должны располагаться на одной прямой. Допускается несовпадение линий записи на 0,25 мм.

### 3.4. Проведите дезинфекцию прибора

В процессе эксплуатации элементы дыхательного контура должны подвергаться дезинфекции 3 %-ным раствором перекиси водорода по ГОСТ 177-77 с добавлением 0,5 %-ного моющего средства типа «Лотос» по ГОСТ 25644-83, а прибор в целом – 1 %-ным раствором хлорамина по ОСТ 6-01-76-79.

Дезинфекцию следует проводить двукратным протирающим салфеткой из бязи или марли с интервалом между протирающими 10–15 мин. Протирающие наружных поверхностей следует проводить ежедневно салфеткой, смоченной дезинфицирующим раствором.

Перед каждым исследованием необходимо продуть дыхательную систему кислородом или проветрить воздухом.

Для проветривания системы воздухом необходимо открыть тройник прибора и произвести 5 циклов возвратно-поступательного перемещения крышки сиффона.

Для продувки системы кислородом необходимо:

- при закрытом тройнике прибора нажать и удерживать кнопку КИСЛОРОД до полного заполнения спирометра;
- открыть тройник прибора и, перемещая сиффон, опорожнить его;
- выполнить 3 цикла заполнения и опорожнения сиффона.

### 3.5. Проведение исследования

Заправить чернилами перо и сделать пробную запись.

Продуть или проветрить дыхательную систему и установить перо на отметку диаграммной ленты, соответствующую объему 7,5 л.

Надеть загубник на тройник прибора. Установить штангу в положение, удобное для пациента. Присоединить прибор к пациенту через загубник. Наложить пациенту носовой зажим и дать привыкнуть к дыханию через загубник в атмосферу.

Отпустить перо на ленту. Нажать кнопку 50 и в конце фазы выдоха открыть тройник прибора.

При исследовании на диаграммной ленте происходит запись объемов дыхания. Организмом потребляется кислород, а выделенный углекислый газ поглощается в адсорбере, в результате чего уровень спирограммы смещается влево на величину объема поглощения кислорода. Для этого выполняются различные дыхательные маневры (рис. 2), но при переходе с исследования основного обмена на пробы внешнего дыхания спирометр следует заполнить кислородом таким образом, чтобы перо находилось на отметке диаграммной ленты, соответствующей объему 5 л.

Для определения времени вдоха и выдоха, проб форсированной жизненной емкости легких (ФЖЕЛ) и максимальной вентиляции легких (МВЛ) лентопротяжный механизм следует включить на протягивание ленты со скоростью 1200 мм/мин. Исследование МВЛ проводить не более 15 с. По окончании исследования выключить лентопротяжный механизм.

После исследования каждого пациента произвести проветривание дыхательного контура, закрыть тройник прибора и выключить кнопку СЕТЬ.

### 3.6. Оценка спирограмм и расчет основного обмена

На рис. 2 приведен образец спирограммы, которую можно получить на приборе.

При общей спирографии по участку «а» спирограммы определяются дыхательный объем (ДО), минутный объем дыхания (МОД), резервный объем вдоха ( $PO_{вд}$ ) и резервный объем выдоха ( $PO_{выд}$ ), жизненная емкость легких (ЖЕЛ), задержки дыхания на вдохе и выдохе.

По участку спирограммы «б» определяется объем потребляемого кислорода ( $PO_2$ ) и рассчитывается основной обмен (ОО), при этом дыхательный коэффициент (ДК) принимается равным 0,85.

По участку «в» спирограммы, записанному на скорости движения диаграммной ленты 1200 мм/мин, определяются: длительность вдоха и выдоха, форсированная жизненная емкость легких, максимальная вентиляция легких, объемы форсированного выдоха за определенные промежутки времени (0,5; 1,0; 3,0 с).

Определение величин объемов производится по формуле

$$V=L_v/S, \quad (1)$$

где  $L_v$  – длина линии записи объема, мм;

$S$  – номинальная чувствительность (масштаб записи), мм/л.

Для выполнения расчетов должного основного обмена и вычисления должных величин параметров внешнего дыхания в комплекте прибора имеются специальные таблицы.

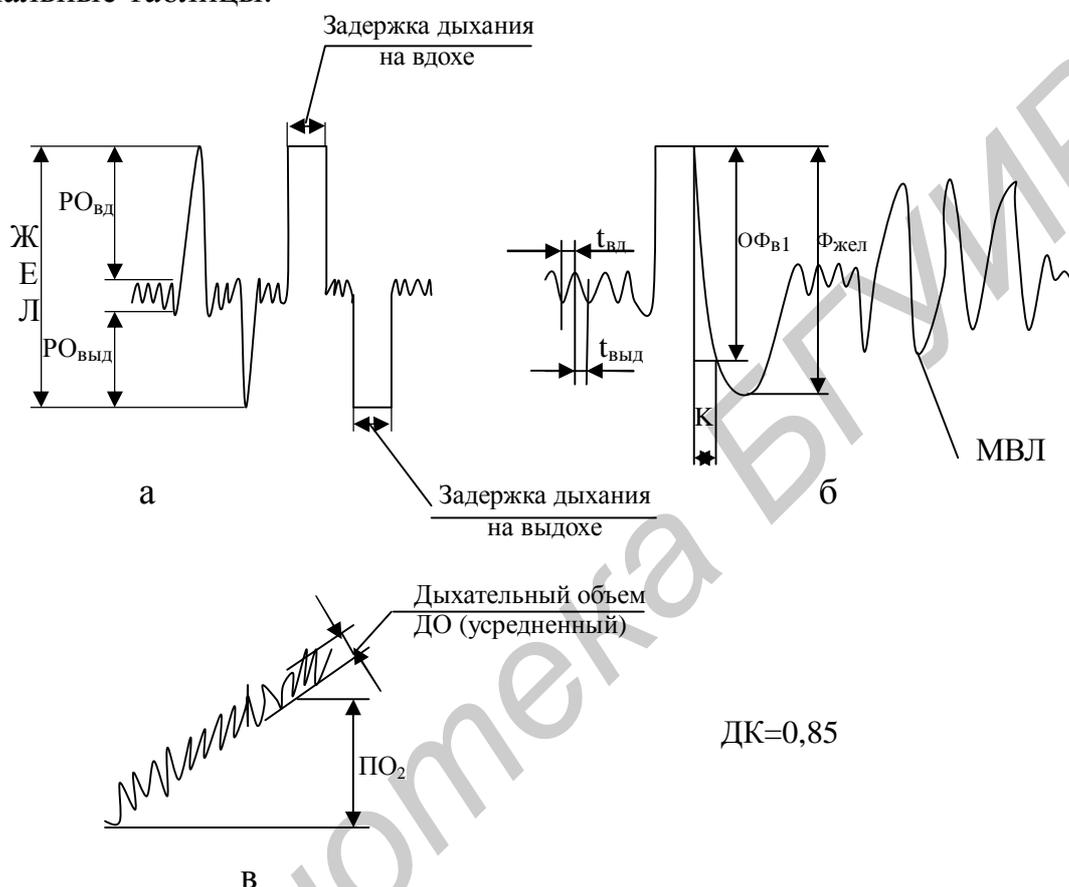


Рис. 2. Образец записи спирограмм в режиме общей спирографии

#### 4. Содержание отчёта

1. Цель работы.
2. Схема устройства.
3. Основные расчетные формулы.
4. Результаты измерений и расчетов.
5. Выводы.

#### 5. Контрольные вопросы

1. Каковы компоненты дыхательной системы?
2. Что такое спирометрия?
3. Как определяется дыхательный объем?
4. Как определяется минутный объем дыхания?

5. Как определяется жизненная емкость легких?
6. Как определяется резервный объем вдоха?
7. Как определяется время вдоха и время выдоха?

### **Литература**

1. Майкл, А. Патофизиология легких / А. Майкл. – М. : БИНОМ, 1997.–158с.
2. Техническое описание прибора МЕТАТЕСТ-1.

Библиотека БГУИР

## Лабораторная работа №2

### ИЗУЧЕНИЕ МЕТОДИКИ ПОВЕРКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОВ

#### Цель работы

Изучение основных принципов работы электрокардиографа и методов определения основных его параметров при поверке.

#### 1. Теоретические сведения

##### 1.1. Электрокардиосигнал

Электрическим диполем называется система, состоящая из двух одинаковых по величине, но противоположных по знаку точечных зарядов, расположенных на расстоянии  $l$  друг от друга.

В общем сердце человека – огромная масса возбуждающихся мышечных волокон, каждое из которых представляет собой элементарный диполь со своим вектором – дипольным моментом. Все вместе они формируют интегральный электрический вектор сердца, величина и направление которого меняются в каждый момент сердечного цикла.

Частота сокращений нормального сердца человека задается синусовым узлом, расположенном в правом предсердии. Волна возбуждений со скоростью 100 см/с распространяется от синусового узла лучеобразно по волокнам мышц сначала правого, потом левого предсердия, затем по нервным путям возбуждения передается мышцам обоих желудочков. Процесс сокращения волокон сердечной мышцы приводит к возникновению переменного электрического поля сердца.

Равнодействующая электрических сил этого поля (электрический вектор сердца) изменяет в процессе работы сердца свою величину и направление, но не меняет расположение своего центра, который находится на продольной оси сердца. Конец вектора образует за цикл сердечной деятельности замкнутую пространственную кривую (рис. 3). Если около сердца расположить прямоугольную систему координат, состоящую из трех плоскостей ZX, XY, ZY, то проекция этой пространственной кривой на каждую из координатных плоскостей будет иметь форму трех петель, обозначаемых P, QRS и T. Из трех проекций наиболее полно отражает характер изменения мгновенных значений электрического вектора сердца петля во фронтальной плоскости (XZ). Вектор, образующий эту петлю, с большей степенью приближения можно принять за собственно электрический вектор сердца.

Электрокардиограмма – это кривая изменения электрической активности сердца, характеризующая деятельность сердечной мышцы в функции времени.

На графике, изображающем ЭКГ, по вертикали регистрируются значения напряжения, изменяющегося в соответствии с колебаниями величины и направления электрического поля сердца, по горизонтали – время в секундах.

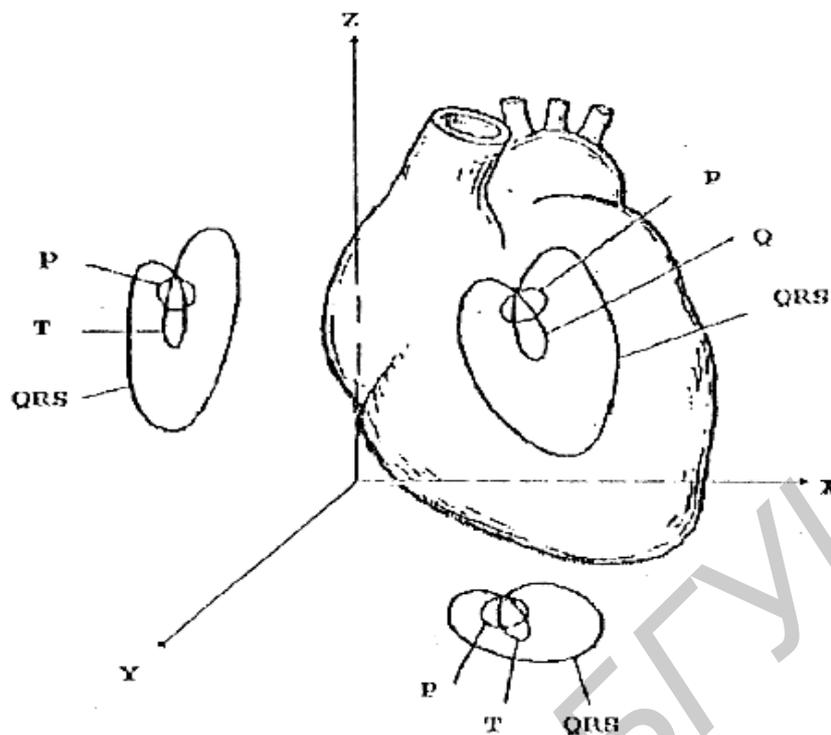


Рис. 3. Вектор образования петель

Методика исследования изменения электрического вектора за цикл работы сердца называется электрокардиографией. Регистрация биопотенциалов производится в следующих точках:

- на поверхности правой руки (электрод R);
- на поверхности левой руки (электрод L);
- на поверхности левой ноги (электрод F).

Каждая пара электродов, с помощью которых регистрируется разность потенциалов между соответствующими точками, называется отведением (рис. 4). Поскольку электрический вектор сердца за цикл его работы описывает тройную петлю, каждая кривая, снятая с определенного отведения, имеет соответствующие зубцы. Эта кривая называется электрокардиограммой в том или ином отведении. Составляя кривые, полученные в разных отведениях, можно получить представление об изменениях электрического вектора сердца за цикл его работы.

Отведения, образуемые каждой парой электродов, называются стандартными и обозначаются I, II и III. Для облегчения борьбы с помехами при регистрации биопотенциалов к стандартным электродам добавляется четвертый, вспомогательный, называемый нейтральным (N). Он накладывается на правую голень, соединяется с корпусом кардиографа и заземляется.

Стандартные отведения являются биполярными. Применяются также монополярные отведения от конечностей, одна из разновидностей которых называется усиленными. Усиленные монополярные отведения состоят из стандартного электрода и точки усредненного потенциала. Эта точка образуется соеди-

нением между собой через одинаковые резисторы двух других стандартных электродов, они обозначаются  $aVR$ ,  $aVL$  и  $aVF$ . Применяют и грудные монополярные отведения, включающие в себя грудной электрод  $C$ , накладываемый в определенных точках на поверхности грудной клетки. Точка усредненного потенциала образуется в этом случае соединением между собой трех стандартных электродов. Грудные отведения обозначаются  $V1 - V6$ .

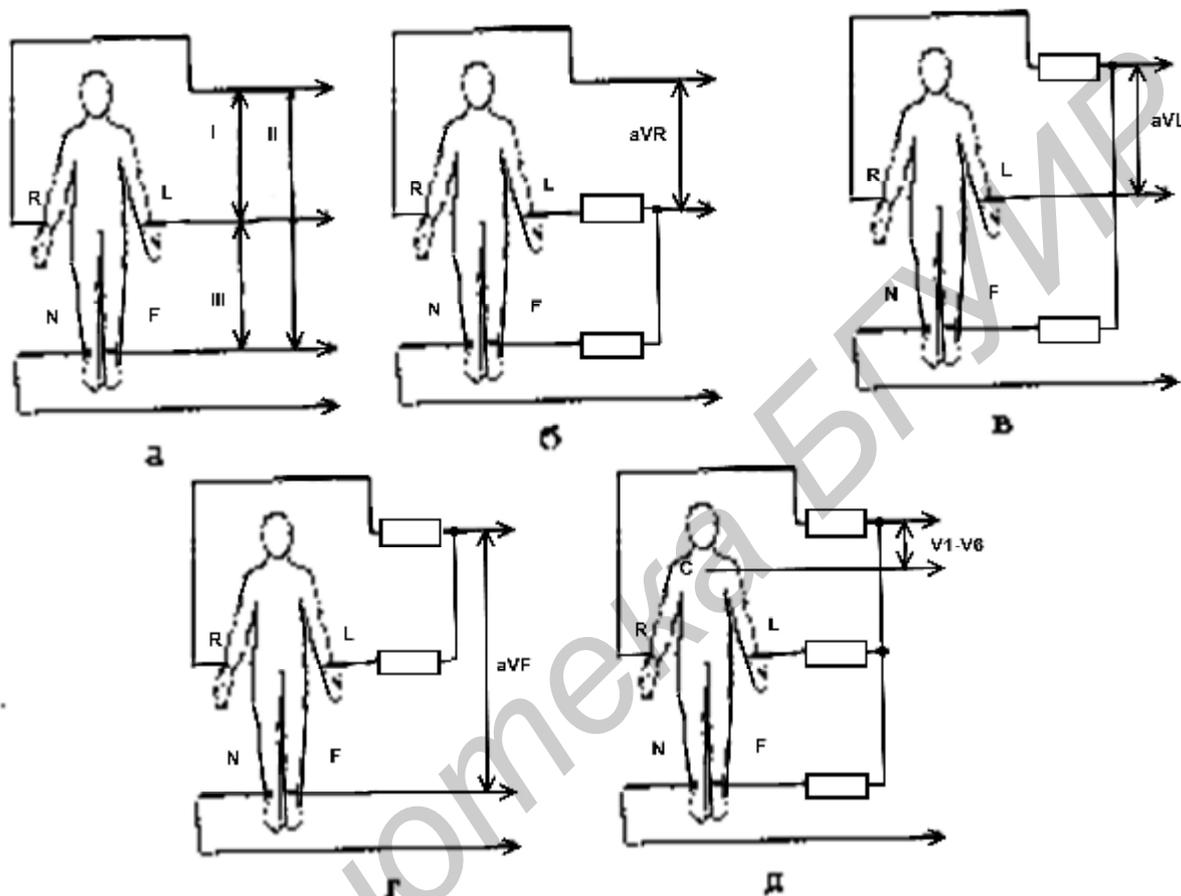


Рис. 4. Схемы отведений

На рис. 5 показан один типичный кардиоцикл нормальной ЭКГ человека, который состоит из трех направленных вверх зубцов  $P$ ,  $R$  и  $T$  и двух направленных вниз отрицательных зубцов  $Q$  и  $S$ .

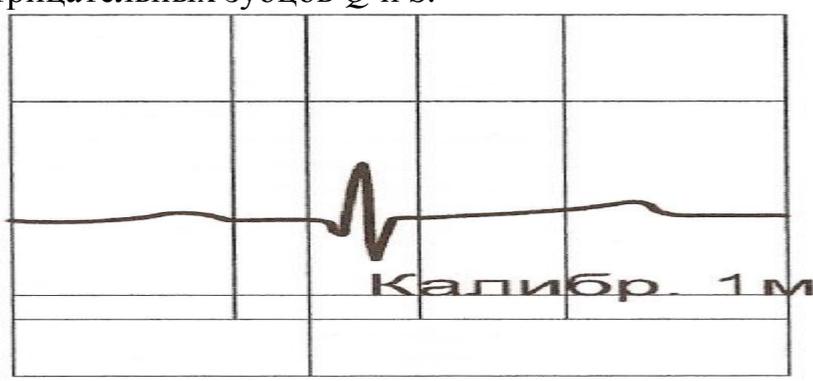


Рис. 5. Типичный кардиоцикл нормальной ЭКГ человека

Предсердный комплекс начинается с зубца *P*, соответствующего распространению возбуждения по обоим предсердиям. Далее следует сегмент *PQ*, в течение которого все отделы предсердий охвачены возбуждением, *QRS*-комплекс отражает распространение возбуждения по желудочкам. Сегмент *ST* соответствует возбужденному состоянию всех отделов желудочков. Зубец *T* характеризует постепенный переход желудочков в невозбужденное состояние (состояние покоя).

Амплитуды зубцов в норме лежат в пределах 0,1–5 мВ. Сохранение во времени формы, фазы и амплитуды рассмотренной кривой означает нормальную, уверенную работу сердца.

## 1.2. Типовая структурная схема электрокардиографа

Электрокардиограф (ЭК) – прибор для регистрации электрокардиограммы, ГОСТ 19687-89 «Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца. Общие технические требования и методы испытаний» классифицирует их в зависимости от числа каналов (многоканальные и одноканальные).

Структурная схема одноканального кардиографа приведена на рис 6.



Рис. 6. Типовая структурная схема одноканального электрокардиографа:

- 1 – кабель отведений; 2 – панель управления; 3 – усилитель биопотенциалов; 4 – усилитель регистратора; 5 – гальванометр – преобразователь; 6 – стабилизатор скорости; 7 – двигатель постоянного тока; 8 – редуктор; 9 – лентопротяжный механизм; 10 – оптоэлектронный датчик; 11 – блок питания

Биоэлектрические сигналы, снимаемые электродами с тела пациента, через кабель отведений 1 поступают на вход усилителя биопотенциалов. В кардиографах, предназначенных для совместной работы с дефибриллятором, ка-

бель отведений имеет элементы защиты от его импульсов (балластные резисторы). В усилителе биопотенциалов сигналы усиливаются, там же происходит формирование отведений. Источник калибровочного сигнала, имеющийся в усилителе, позволяет подавать сигнал 1 мВ в любом отведении. С выходом усилителя биопотенциалов сигналы поступают на вход усилителя регистратора, где происходит его дальнейшее усиление до величины, обеспечивающей работу регистрирующего гальванометра – преобразователя с укрепленным на его оси тепловым пишущим пером. В усилителе регистратора происходит ограничение сигнала по величине для исключения биения теплового пера по механическим упорам и уменьшения выброса на переходной характеристике, а также ускоренное успокоение переходных процессов при нажатии на кнопку включения успокоения или автоматически при переключении отведений.

С гальванометра-преобразователя заводится отрицательная обратная связь по оси поворота ротора на усилитель регистратора с помощью емкостного датчика положения.

### **1.3. Принципы измерения основных параметров**

С помощью электрокардиографа производится измерение напряжений и временных интервалов.

Снятие электрокардиограмм производится в соответствии с «Техническим описанием и инструкцией по эксплуатации».

Привода кабеля отведений подсоединяются к электродам:

R (красный) – на правой руке;

L (желтый) – на левой руке;

F (зеленый) – на левой ноге;

N (черный) – на правой ноге;

C (белый) – на грудной клетке.

Производится запись необходимого числа циклов электрокардиограммы (обычно 5–6 комплексов на каждом отведении).

Напряжение фрагмента электрокардиограммы можно определить как

$$U = h / S \text{ [мВ]},$$

где  $h$  – высота этого фрагмента по записи, мм;  $S$  – чувствительность электрокардиографа, мм/мВ;

Чувствительность устанавливает соотношение между вертикальным размером участка записи и входным напряжением, т. е.

$$S = h / U \text{ [мм/мВ]}.$$

Длительность временного интервала фрагмента электрокардиограммы определяется как

$$T = l / v \text{ [с]},$$

где  $l$  – длина фрагмента на записи, мм;  $v$  – скорость движения носителя записи, мм/с.

При проведении измерений необходимо учитывать составляющие погрешности измерения электрокардиографа. Суммарная погрешность измерения напряжения при проведении диагностических исследований кардиографом, ре-

гистрирующим сигнал на диаграммной ленте с помощью теплового пера, будет складываться из следующих составляющих:

- погрешности установки чувствительности  $\delta_R$ ;
- погрешности за счет гистерезиса записи  $\delta_\Gamma$ , эта составляющая погрешности появляется из-за смещения нулевой линии записи после плавного изменения входного сигнала в сторону увеличения или убывания;
- погрешности, вносимой помехами и внутренними шумами  $\delta_\Pi$ ;
- визуальной погрешности при измерении линейных размеров сигнала по записи  $\delta_{\text{виз}}$ .

Следовательно, суммарная погрешность измерения напряжения определяется как

$$d_U = \sqrt{d_R^2 + d_\Gamma^2 + d_N^2 + d_{\text{виз}}^2} . \quad (2)$$

В НТД на электрокардиографы указываются в соответствии с ГОСТ 19687 -89 следующие нормируемые метрологические характеристики:

Диапазон входных напряжений .....	от 0,03 до 5 мВ
Диапазон измеряемых интервалов времени .....	от 0,1 до 1,0 с
Чувствительность.....	5; 10; 20 мм/мВ (допускается 2,5 и 40 мм/мВ)
Скорость движения носителя записи .....	25; 50 мм/с
Эффективная ширина записи.....	не менее 40 мм (для носимых приборов допускается менее)
Относительная погрешность измерения в диапазонах:	
от 0,1 до 0,5 мВ .....	$\pm 15 \%$
от 0,5 до 4 мВ .....	$\pm 7 \%$
Относительная погрешность установки чувствительности.....	$\pm 5 \%$
Относительная погрешность измерения интервалов времени .....	не более $\pm 7 \%$
Относительная погрешность установки скорости движения носителя записи .....	$\pm 5 \%$
Коэффициент ослабления синфазных сигналов....	100 000
Напряжение внутренних шумов, приведенное ко входу.....	не более 20 мкВ
Нелинейность.....	в пределах $\pm 2 \%$
Постоянная времени.....	не менее 3,2 с
Неравномерность амплитудно-частотной характеристики в диапазонах частот:	
(0,5–60) Гц .....	от 90 до 105 %
(60–75) Гц .....	от 70 до 105 %
Входной импеданс:.....	не менее 5 МОм

В настоящее время существует два подхода к проведению поверки электрокардиографов: поверка с использованием стандартных радиотехнических сигналов и поверка с помощью испытательного кардиосигнала.

Существует большое разнообразие имитаторов электрокардиосигналов (ЭКС), которые необходимы для тестирования и периодической проверки электрокардиографов в условиях медицинских учреждений. Характеристики сигналов имитаторов ЭКС существенно влияют на возможность проведения метрологического контроля аппаратной и программной частей современного электрокардиографа в соответствии с принятыми стандартами.

Для измерения параметров аппаратной части могут применяться линейные методы, установленные ГОСТ 19687-89 или международной Электротехнической Комиссией (МЭК). Эти стандарты оговаривают характеристики тестовых сигналов, предназначенных для проверки технических характеристик электрокардиографа. В частности, оговариваются формы сигналов, их амплитудные и временные параметры, а также методики испытаний.

В табл. 1 приводятся характеристики тестовых и испытательных сигналов современных имитаторов ЭКС.

Таблица 1

Технические характеристики современных имитаторов электрокардиосигналов

Характеристики прибора	Название прибора			
	PS-97	Lion Heart 3	ST-10	MiniSim 1000
Диапазон выходных сигналов, точность	От 0 до 2 мВ с шагом 0,1, мВ	От 0,5 до 2 мВ $\pm 2\%$ с шагом 0,5 мВ	От 0,5 до 2 мВ $\pm 2\%$ с шагом 0,5 мВ	От 0,15 до 5 мВ $\pm 1\%$
Нормальный ритм	От 20 до 350 уд. мин с $\pm 1\%$	От 30 до 300 уд. мин	От 30 до 240 уд. мин с $\pm 1\%$	От 30 до 350 уд. мин с $\pm 0,1\%$
ЭКГ аритмии	14 типов	43 типа	8 типов	40 типов
Тестовые сигналы (типы и их частотные характеристики)	Гармонический сигнал, сигнал прямоугольной формы, сигнал треугольной формы, импульсный сигнал с частотными диапазонами от 0,3 до 5,8 Гц	Гармонический сигнал 0,5, 5, 10, 40, 50, 60, 100 Гц, сигнал прямоугольной формы 0,125, 2 Гц, сигнал треугольной формы 2, 2,5 Гц, импульсный сигнал 0,5, 1 Гц длительно-стью 60 мс	Гармонический сигнал 0,5, 10, 40, 50, 60, 80, 100 Гц, биполярный сигнал прямоугольной формы 2 Гц, сигнал треугольной формы 2 Гц, импульсный сигнал постоянного уровня длительно-стью 4 мс	Гармонический сигнал, сигнал прямоугольной формы, сигнал треугольной формы с частотными диапазонами от 0,1 до 100 Гц, импульсный сигнал 0,25 Гц длительно-стью 2 мс

В соответствии с ГОСТ 19687-89 для проверки основных параметров электрокардиографа необходимо использовать следующие сигналы:

1) сигнал гармонической формы с частотным диапазоном от 0,5 до 75 Гц (+2 %) размахом от 0,03 до 5 мВ (+1,5 %);

2) сигнал гармонической формы с частотой 50 Гц размахом 20 В (+3 %), но допускается напряжение меньшего значения при условии, что максимальный сигнал будет заметен при регистрации (для проверки коэффициента ослабления синфазных сигналов);

3) сигнал прямоугольной формы с частотным диапазоном от 1 до 10 Гц (+1,5 %) размахом от 0,4 до 5 мВ (+1,5);

4) одиночный сигнал прямоугольной формы размахом 4 мВ (+3 %) длительностью не менее 5 с;

5) постоянное напряжение +300 мВ (+10 %).

ГОСТ 19687-89 допускает проверять диапазоны и погрешности измерения напряжения и интервалов времени электрокардиографом по испытательным сигналам, но не оговаривает их характеристики и методы испытаний.

## **2. Практическая часть**

### **2.1. Поверка с использованием стандартных радиотехнических сигналов.**

Средства поверки

1. Генератор сигналов специальной формы (ГСС) с диапазоном частот от 0,2 Гц, с погрешностью установки частоты не более  $\pm 2$  % и с погрешностью установки выходного напряжения не более 3 %.

2. Генератор гармонических низкочастотных сигналов (ГНЧ) с погрешностью установки частоты не более  $\pm 5$  %, диапазоном выходных напряжений не менее 20 В и погрешностью не более  $\pm 3$  %.

3. Блок напряжения.

4. Экранированный бокс.

5. Измерительная лупа.

Проведение поверки

1. Определение погрешности измерения напряжения. Схема поверки представления на рис. 7.

В блоке напряжений имеется: делитель  $R_2 = 100$  Ом и  $R_3 = 100$  Ом для подачи на вход электрокардиографа (ЭКГ) напряжения необходимой величины; эквивалент сопротивления кожа – электрод  $R_1 = 15$  кОм,  $C_1 = 47$  нФ, источник постоянного напряжения с делителем  $R_4$  и  $R_5$ , с которого напряжение величиной 300 мВ подается на ЭКГ для проверки его входных цепей, резистор в цепи нейтрального электрода  $R_8 = 100$  Ом.

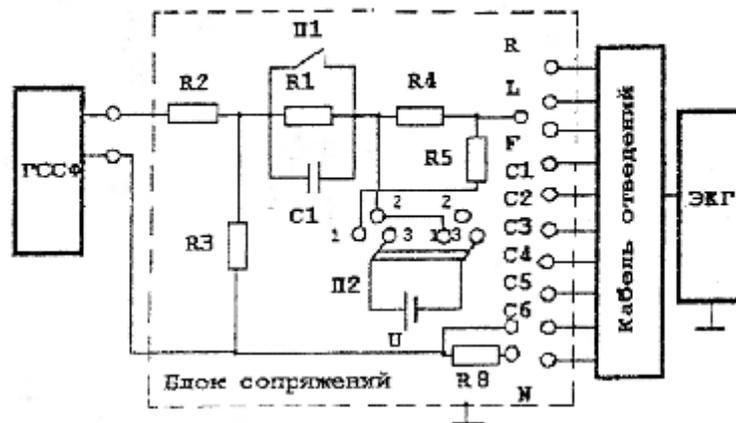


Рис. 7. Схема поверки электрокардиографа

На вход прибора подается меандр с частотой 10 Гц и размахом согласно табл. 2:

Таблица 2

Выбор чувствительности

Размах входного сигнала, мВ	Устанавливаемая чувствительность, мм/мВ
0,4; 2; 4	5
0,2; 1; 2;	10
0,1; 0,5; 1	20

Относительную погрешность измерения исчисляют по формуле

$$\delta_u = \frac{U_{изм} - U_{вх}}{U_{вх}} 100 \%, \quad (3)$$

где  $\delta_u$  – погрешность измерения напряжения;

$U_{вх}$  – входное напряжение, мВ;

$U_{изм} = \frac{h_{изм}}{S_{уст}}$  – размах напряжения по записи, мВ;

$h_{изм}$  – размах изображения сигнала по записи, мм;

$S_{уст}$  – установленное значение чувствительности, мм/мВ.

2. Определение погрешности установки чувствительности (схема рис. 7) производится при подаче на вход прибора гармонического сигнала частотой 10 Гц и размахом 2 мВ для чувствительности 10 мм/мВ, 1 мВ для чувствительности 20 мм/мВ и 4 мВ для чувствительности 5 мм/мВ. Записывается пять периодов сигнала. Относительная погрешность установки чувствительности определяется по формуле

$$\delta_s = \frac{S_{уст} - S_{изм}}{S_{изм}} 100 \%, \quad (4)$$

где  $S_{изм} = \frac{h_{изм}}{U_{вх}}$  – измеренное значение чувствительности, мм/мВ.

3. Определение нелинейности и эффективной ширины записи производится в соответствии со схемой рис. 8 при одновременной подаче на вход прибора гармонического сигнала частотой 40 Гц и такой амплитудой, чтобы получить размах сигнала на записи в центре эффективной ширины 10 мм, и сигнала прямоугольной формы частотой 2 Гц с амплитудой, которую плавно или дискретно увеличивают для смещения регистрируемого сигнала до краев эффективной ширины записи.

Размах регистрируемого гармонического сигнала при его смещении от центра и краям эффективной ширины не должен изменяться более чем на  $\pm 1$  мм. Нелинейность определяется по формуле

$$\partial_s = \frac{h_{ном} - h_{изм}}{B} 100 \%, \quad (5)$$

где  $h_{ном}$  – номинальный сигнал размаха по записи, мм;

$B$  – эффективная ширина записи, мм.

4. Определение относительной погрешности измерения интервалов времени  $\delta_t$  производится по схеме рис.7, подключив последовательно с ГСС генератор НЧ.

На вход прибора подается меандр размахом 0,5 мВ и частотой, равной 0,1 номинального значения установленной скорости. Записываются на менее 20 периодов на скорости 25 и 50 мм/с.

В любом удобном месте записи измеряют поочередно один, пять и десять полупериодов записанного сигнала. Относительную погрешность измерения временных интервалов  $\delta_t$  вычисляют по формуле

$$\partial_T = \frac{T_{изм} - T_{\partial}}{T_{\partial}} 100 \%, \quad (6)$$

где  $T_{изм} = \frac{l_{изм}}{V_{уст}}$  – измеренное значение интервала;

$T_{\partial} = \frac{1}{f_{\partial}} \cdot \frac{n}{2}$  – действительное значение временного интервала;

$l_{изм}$  – измеренный отрезок записанного сигнала, мм;

$V_{уст}$  – установленное значение скорости записи, мм/с;

$f_{\partial}$  – частота подаваемого на вход сигнала, Гц;

$n$  – количество полупериодов, отсчитываемых на изображении сигнала по диграммной ленте.

5. Определение постоянной переменной  $t$  производится по схеме, изображенной на рис. 8, в каждом канале проверяемого прибора на чувствительности 5 мм/мВ. На вход подается меандр размахом 4 мВ частотой не более 0,2 Гц. Постоянную времени определяют по записи как время затухания сигнала до уровня 0,37 (без учета выбросов). Изображение переходной характеристики на записи для каждого канала должно быть монотонным, обращенным в сторону нулевой линии.

6. Определение неравномерности амплитудно-частотной характеристики (АХЧ) производится по схеме рис. 7. На вход электрокардиографа подается

гармонический сигнал размахом 1 мВ. Производится последовательная запись сигналов с частотами 0,5; 2; 10; 20; 40; 60 и 75 Гц. Для каждой частоты измеряется размах фрагмента записи  $h_1$ .

Рассчитывается значение неравномерности для каждой частоты по формуле

$$\partial_f = \frac{h_{\max} - h_0}{h_0} 100 \%, \quad (7)$$

$h_{\max}$  – размер размаха изображения сигнала на записи, максимально отличающейся от  $h_0$  в положительную или отрицательную сторону, мм;

$h_0$  – размер размаха изображения на записи на опорной частоте 10 Гц, мм.

7. Определение коэффициента ослабления синфазных сигналов производится в соответствии со схемой рис. 8.

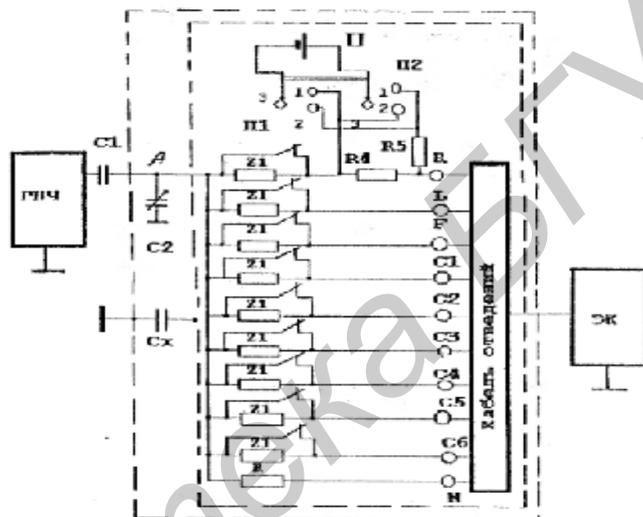


Рис. 8. Схема определения коэффициента ослабления синфазных помех и внутренних шумов

Кабель отведений помещается в двойной экранированный блок. К каждому проводу подключается эквивалент кожа – электрод  $Z_1$  (параллельно соединенные  $R = 51$  кОм и  $C = 47$  нФ).

На вход поверяемого прибора подается гармонический сигнал частотой 50 Гц, имеющий среднеквадратичное значение напряжения 20 В. Емкость  $C_2$  при отключенном кабеле отведений электрокардиографа регулируется таким образом, чтобы суммарная емкость  $C_2 + C_x$  равнялась  $C_1$ , что соответствует установлению напряжения в точке А равным 10 В.

Затем подключают прибор и регистрируют сигнал частотой 50 Гц по всем отведениям, размыкая поочередно переключатель  $П$ .

Коэффициент ослабления синфазных сигналов вычисляют по формуле

$$K = \frac{U_c}{h_{\text{изм}}} S_{\text{уст}} \cdot 10^3, \quad (8)$$

где  $U_c$  – размах напряжения в точке А при отключенном кабеле отведений, В;

$h_{изм}$  – линейный вертикальный размер сигнала, исключая ширину линии записи, мм

$S_{уст}$  – установленное значение чувствительности, мм/мВ.

1. Определение напряжения внутренних шумов, приведенного ко входу  $U_{ш}$ , производят при чувствительности 20 мм/мВ и скорости носителя записи 50 мм/с. Схема измерений приведена на рисунке 8, переключатель П1 должен быть разомкнут, точка А заземлена. Производится регистрация сигнала в течение 10 с. Напряжение внутренних шумов вычисляют по формуле

$$U_{ш} = \frac{h_{изм.ш}}{S_{уст}} 10^3, \quad (9)$$

где  $h_{изм.ш}$  – измененный на записи линейный размер максимального размера шума, исключая ширину линии записи;

$S_{уст}$  – установленное значение чувствительности, мм/мВ.

## 2.2. Проверка с использованием испытательного кардиосигнала

Средства поверки

1. Генератор функциональный ГФ-05 с диапазоном частот (0,01–60) Гц и погрешностью установки частоты  $\pm 0,5\%$ ; диапазоном размаха на выходе 0,03 мВ – 10 В и погрешностью установки выходного напряжения не более  $\pm 2\%$ .

2. Поверочное коммутационное устройство (ПКУ).

3. Лупа измерительная с увеличением 10, пределом измерения 15 и ценой деления 0,1 мм.

Проведение поверки

1. Определение возможности калибровки по встроенному калибратору.

Производится запись калибровочного сигнала от встроенного калибратора при всех значениях чувствительности, затем измеряется размах калибровочного сигнала на чувствительности 20 мм/мВ. Измеренное значение сигнала должно находиться в пределах от 19 до 21 мм.

2. Определение метрологических характеристик.

На входе проверяемого прибора подается через ПКУ от генератора ГФ-05 (см. схему рис. 9) испытательный ЭКГ-сигнал с нормируемыми амплитудно-временными параметрами. В ПКУ имеется эквиваленты кожа – электрод ( $R = 51$  кОм,  $C=47$  нФ) и резистор в цепи нейтрального провода  $K1=100$  Ом. По каждому отведению проводится запись 3–5 периодов сигналов с параметрами, приведенными в табл. 3:

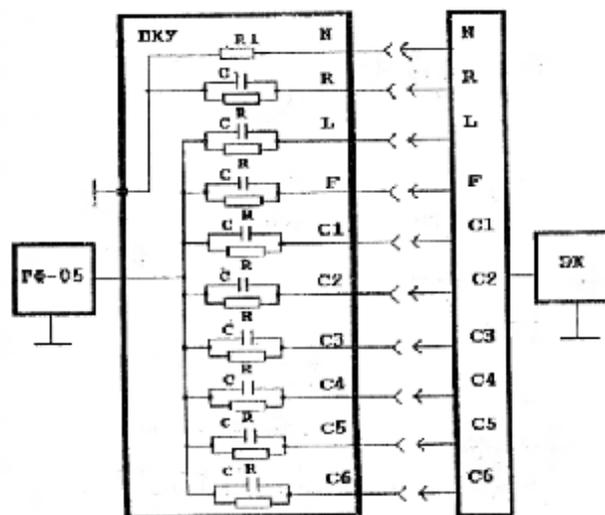


Рис. 9. Схема проверки электрокардиографа с помощью испытательного кардиосигнала

Таблица 3

Параметры сигналов

Но- мер, реж.	Частота сигнала, Гц	Размах сигнала, мВ	Установленное зна- чение чувстви- тельности, мм/мВ	Скорость движе- ния носителя за- писи, мм/с
1	0,75	2,0	20	25
2	0,75	2,0	10	25
3	0,75	2,0	5	25
4	0,75	2,0	10	50

Форма и полярность регистрируемого сигнала в стандартных отведениях изображена на рис. 10.

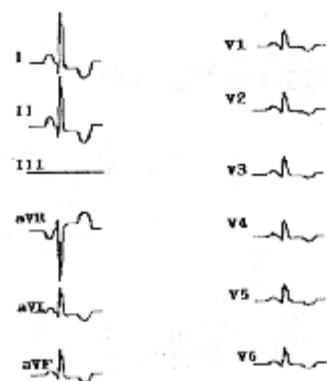


Рис. 10. Форма и полярность регистрируемого ЭКГ-сигнала в стандартных отведениях

3. Определение погрешности измерения амплитудных параметров ЭКГ-сигнала.

Производится измерение амплитудных параметров испытательного ЭКГ-сигнала. Наименования амплитудных параметров ЭКГ-сигнала приведены на рис. 11.

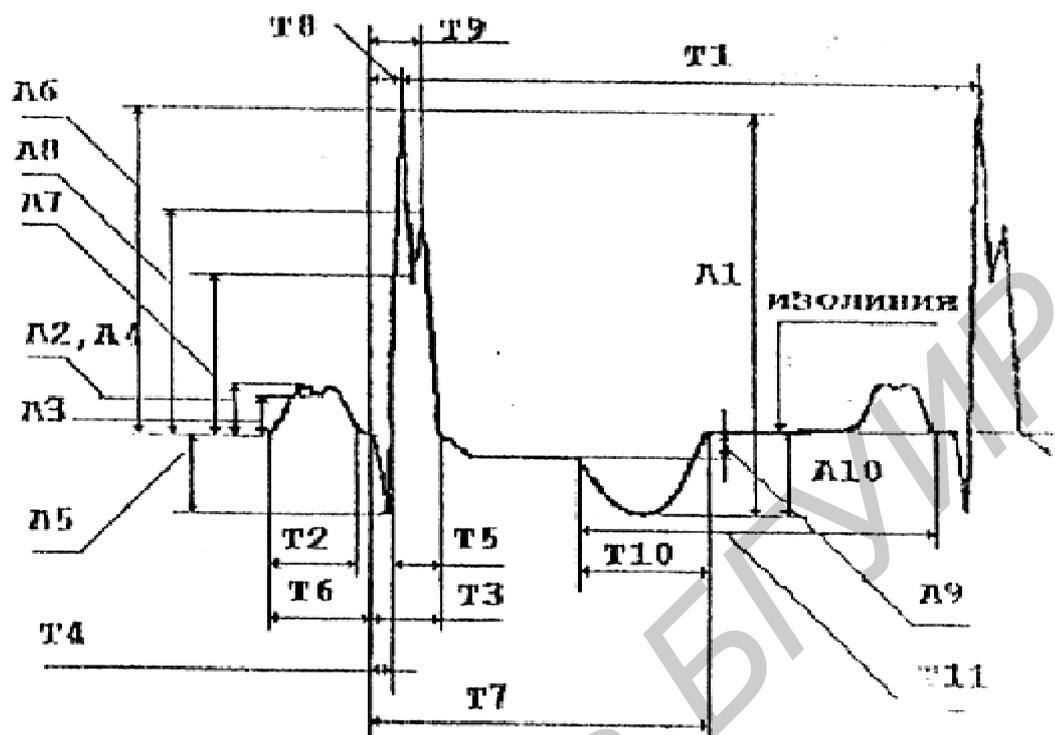


Рис. 11. Обозначение амплитудно-временных параметров ЭКГ-сигнала в отведениях I, II,  $\alpha$ VI,  $\alpha$ VF, V1-V6

Есть два варианта оценки полученных результатов измерений.

#### Первый вариант

Измеренные значения амплитудных параметров сравниваются с номинальными, приведенными в МИ 2398-97. Прибор признается годным, если измеренные значения амплитуд находятся в пределах

$$\text{от } U_{\text{мин}} = U_{\text{ном}} - \delta_{\text{и доп}} \cdot U_{\text{ном}}$$

$$\text{до } U_{\text{макс}} = U_{\text{ном}} + \delta_{\text{и доп}} \cdot U_{\text{доп}}$$

$U_{\text{ном}}$  – номинальное значение амплитудного параметра испытательного ЭКГ-сигнала, мВ,

$\delta_{\text{и доп}}$  – допустимое значение погрешности измерения напряжения для поверяемого прибора.

#### Второй вариант

Определяется погрешность измерения напряжения для каждого параметра по формуле (3).

Если определенные значения относительных погрешностей измерения амплитуд не превышают значения, приведенных в документации на поверяемый прибор, он признается годным.

#### 4. Определение относительной погрешности измерения временных интервалов.

Производится измерение временных параметров ЭКГ-сигнала. Наименования временных параметров элементов ЭКГ-сигнала приведены на рис. 11.

Оценка полученных результатов производится аналогично п. 3.

### Первый вариант

Измеренные значения временных параметров сравниваются с номинальными, приведенными в МИ 2398-97. Прибор признается годным, если измеренные значения параметров находятся в пределах

$$\text{от } T_{\text{мин}} = T_{\text{ном}} - \delta T_{\text{доп}} \cdot T_{\text{ном}}$$

$$\text{до } T_{\text{макс}} = T_{\text{ном}} + \delta T_{\text{доп}} \cdot T_{\text{ном}},$$

где  $T_{\text{ном}}$  – номинальные значения переменных параметров, с,

$\delta T_{\text{доп}}$  – допустимое значение погрешности измерения временных интервалов для поверяемого прибора.

### Второй вариант

Определяется значение относительной погрешности измерения временных интервалов по формуле

$$\delta_T = \frac{T_{\text{уст}} - T_{\text{ном}}}{T_{\text{ном}}} 100 \% = \frac{l_{\text{уст}} - l_{\text{ном}}}{l_{\text{ном}}} 100 \%, \quad (10)$$

где  $l_{\text{изм}}$ ,  $l_{\text{ном}}$  – соответственно измеренное и номинальное значения отрезка линии записи, мм, соответствующих временным интервалам  $T_{\text{изм}}$  и  $T_{\text{ном}}$ , с.

Если определенные значения погрешностей не превышают допустимых, то поверяемый прибор признается годным.

## **3. Контрольные вопросы**

1. Как в процессе работы сердца изменяет свои характеристики электрический вектор сердца?
2. Дайте определение электрокардиограммы.
3. Перечислите виды отведений и соответствующие им схемы подключения электродов
4. Опишите типичный кардицикл нормальной ЭКГ человека.
5. Укажите основные блоки электрокардиографа и их функциональное назначение.
6. Принципы измерения напряжений и временных интервалов с помощью электрокардиографа
7. Подходы к проведению поверки электрокардиографов, назовите виды испытательных ЭКС и их назначение.
8. Назначение имитаторов ЭКС и требования, предъявляемые к ним.

## **Литература**

1. Налетова, А. М. Электрокардиографы и их поверка / А. М. Налетова. – М., 1997.
2. Вайсман, М. В. Программируемый имитатор электрокардиосигналов / М. В. Вайсман, Д. А. Прилуцкий, С. В. Селищев. – М., 2004.
3. Ремизов, А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов, А. Г. Максина, А. Я. Потапенко. – М. : ООО «Дрофа», 2003.

Учебное издание

**Собчук Николай Сергеевич**  
**Имшенецкая Татьяна Александровна**

## **ПРИБОРЫ И СРЕДСТВА ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Лабораторный практикум  
для студентов специальности  
1-39 02 03 «Медицинская электроника»  
всех форм обучения

Редактор Т. Н. Крюкова  
Корректор Е. Н. Батурчик  
Компьютерная верстка Е. Г. Бабичева

---

Подписано в печать 01.09.2008.  
Гарнитура «Таймс».  
Уч.-изд. л. 2,0.

Формат 60x84 1/16.  
Печать ризографическая.  
Тираж 100 экз.

Бумага офсетная.  
Усл. печ. л. 2,21.  
Заказ 401.

---

Издатель и полиграфическое исполнение: Учреждение образования  
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники»  
ЛИ №02330/0056964 от 01.04.2004. ЛП №02330/0131666 от 30.04.2004.  
220013, Минск, П. Бровки, 6