

ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ  
Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования  
«ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

---

**А.А. Аристов**

**ТЕХНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ  
ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ**

**ПРАКТИКУМ**

Рекомендовано в качестве учебного пособия  
Редакционно-издательским советом  
Томского политехнического университета

Томск-2009

УДК 12.04.421(07)  
ББК 53.6(я7)

**А.А.Аристов**

Технические методы диагностических исследований: Практикум.  
/А.А. Аристов. – Томск: Изд-во ТПУ, 2009. – 148 с.

В методических указаниях приведено описание пяти лабораторных работ, охватывающих современные, широко используемых в медицинской клинической практике методы функциональной оценки состояния сердечнососудистой и дыхательной систем организма человека.

Содержание методических указаний соответствует курсу лабораторных работ, который автор обеспечивает в Томском политехническом университете на кафедре «Промышленной и медицинской электроники» и предназначено для студентов высших технических учебных заведений, обучающихся по направлению 200300 «Биомедицинская инженерия».

УДК 12.04.421(07)

*Рекомендовано к печати редакционно-издательским отделом  
Томского политехнического университета*

Рецензенты:

Доцент кафедры промышленной и медицинской электроники ТПУ, к.т.н.

Глотов А.Ф.

Доцент кафедры биомедицинской кибернетики СибГМУ, к.м.н.

Бразовский К.С.

ISBN

©Аристов А.А., 2009

© Томский политехнический университет, 2009

© Оформление. Издательство ТПУ, 2009

**ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №1**  
**ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ СЕРДЦА МЕТОДОМ**  
**ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ**

**1. ИСХОДНЫЕ ДАННЫЕ К ВЫПОЛНЕНИЮ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ**

**1.1. Цель работы**

Освоить метод электрокардиографии. Провести съем ЭКГ в покое и после функциональной пробы. Проанализировать снятую электрокардиограмму.

**1.2. Используемое оборудование**

1. Электрокардиограф ЭК1Т - 03М.
2. Набор электродов.
3. 5% раствор хлорида натрия (NaCl).
4. Вата, марля.

**1.3. Программа работы**

1. Ознакомиться с принципами регистрации ЭКГ и основными ее характеристиками (п.п. 2.1).
2. Изучить основные технические приемы, используемые для снятия ЭКГ с помощью электрокардиографа (п.п. 2.2, 2.3).
3. Ознакомиться со структурной схемой электрокардиографа ЭК1Т - 03М, основными его частями и элементами управления, а также приемами работы с ним (п. 3, п.п. 4.1, 4.2).
4. Провести съем ЭКГ в трех стандартных отведениях в состоянии покоя (п.п. 4.3).
5. Зарегистрировать ЭКГ после функциональных проб (п.п. 4.4).
6. Проанализировать снятые электрокардиограммы. Графически найти и построить электрическую ось сердца (п.п. 4.5).
7. Составить отчет по работе.

**1.4. Содержание отчета**

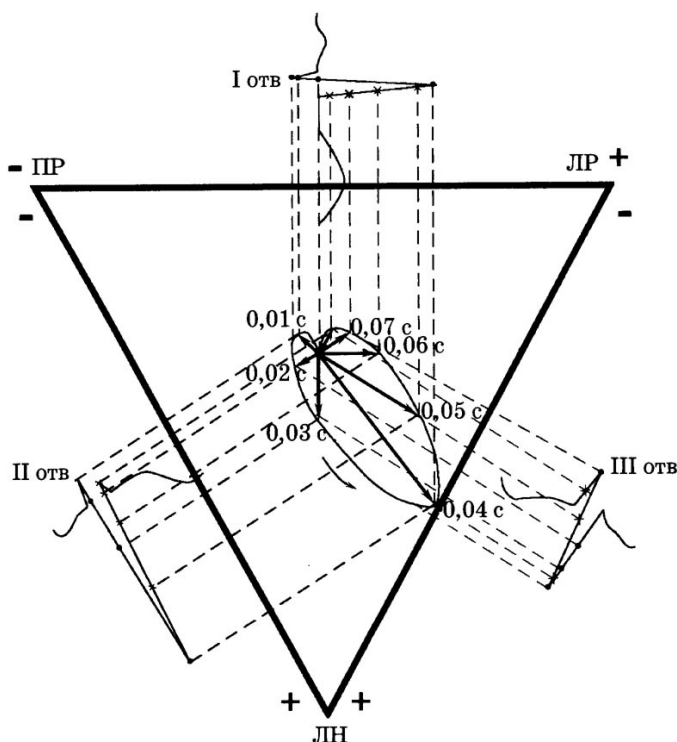
1. Название работы.
2. Цель работы.
3. Приборы и принадлежности.
4. Программа работы.
5. Схема основных ЭКГ отведений.
6. Функциональная схема электрокардиографа.

7. Основные элементы управления электрокардиографа и их назначение.
8. Фрагменты записи электрокардиограмм, зарегистрированные в трех стандартных отведениях (состояние покоя), с калибровочным сигналом.
9. Фрагменты записи электрокардиограмм (II стандартное отведение) после функциональных проб.
10. Три таблицы с результатами измерений и расчетов, заполненные в ходе выполнения работы (табл. 1.2, 1.3, 1.4).
11. Анализ снятой ЭКГ.
12. Рисунок треугольника Эйнтховена с построенной в нем электрической осью сердца.
13. Вывод по работе, отражающий результаты анализа снятой ЭКГ (величина угла  $\alpha$ , степень соответствия электрокардиосигнала испытуемого нормальным параметрам ЭКГ).

## 2. КРАТКИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ СВЕДЕНИЯ

### 2.1. Биофизические основы электрокардиографии

ЭКГ представляет собой кривую, которая отражает изменение во времени проекции интегрального электрического вектора сердца (ИЭВС) на гипотетическую линию, соединяющую два электрода используемых для электрокардиографического отведения – ось отведения (рис. 1.1).



*Рис. 1.1. Временная зависимость расположения в пространстве ИЭВС и его проекции на оси отведений:*

*ПР – правая рука;  
ЛР – левая рука;  
ЛН – левая нога*

Изменение разности потенциалов на поверхности тела, возникающее во время работы сердца, записывается с помощью различных систем отведений. Величина регистрируемого потенциала зависит от расстояния до источника сигнала, поэтому минимальный потенциал будет в точке максимально удаленной от сердца. Потенциал электрода, приложенного к этой точке можно считать нулевым. Тогда активным будет электрод, приложенный к точке вблизи сердца. В этом случае отведение потенциалов будет *монополярным*.

Если электроды находятся на примерно одинаковом расстоянии от сердца, то прибор отмечает разность между ними (*биполярное отведение*). В практическую электрокардиографию первыми вошли так называемые стандартные двухполюсные отведения, предложенные в 1913 г. Эйнтховеном. При таком виде отведений электроды располагаются в вершинах равностороннего треугольника, образованного конечностями пациента (рис. 1.2).

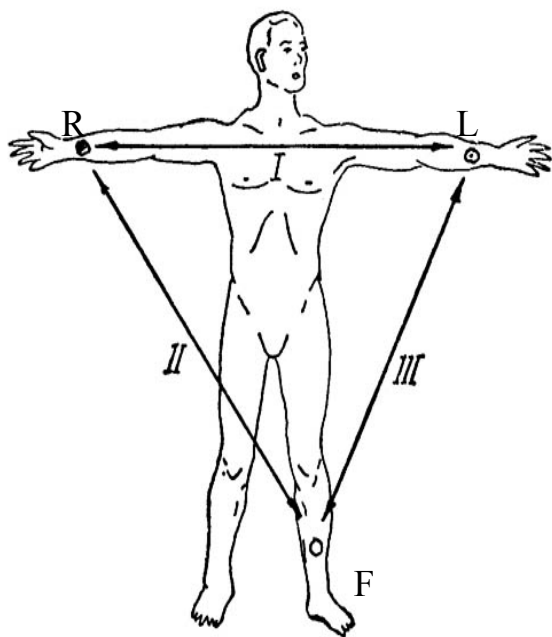


Рис. 1.2. Треугольник Эйнтховена

Треугольник Эйнтховена – равносторонний, источник ЭДС сердца находится в центре. Осями для стандартных отведений являются стороны треугольника Эйнтховена.

Величина, форма, направление зубцов ЭКГ зависит от многих факторов, в том числе, от места наложения электродов на тело. В практической работе в большинстве случаев ограничиваются 12-ю отведениями: 3 стандартных (рис. 1.3, а), 3 усиленных от конечностей (рис. 1.3, б – г), 6 грудных (рис. 1.3, д).

В усиленных отведениях (предложены Гольдбергером в 1942 г.) один электрод накладывается на точки: L, R или F – активный электрод (“L” – *left*, “R” – *right*, “F” – *foot*), а второй через сопротивление (5 кОм) соединяется с остальными двумя конечностями. Они обозначаются соответственно: aVL, aVF, aVR (“a” – *augmented* (увеличенный), “V” – *voltage* (потенциал)).

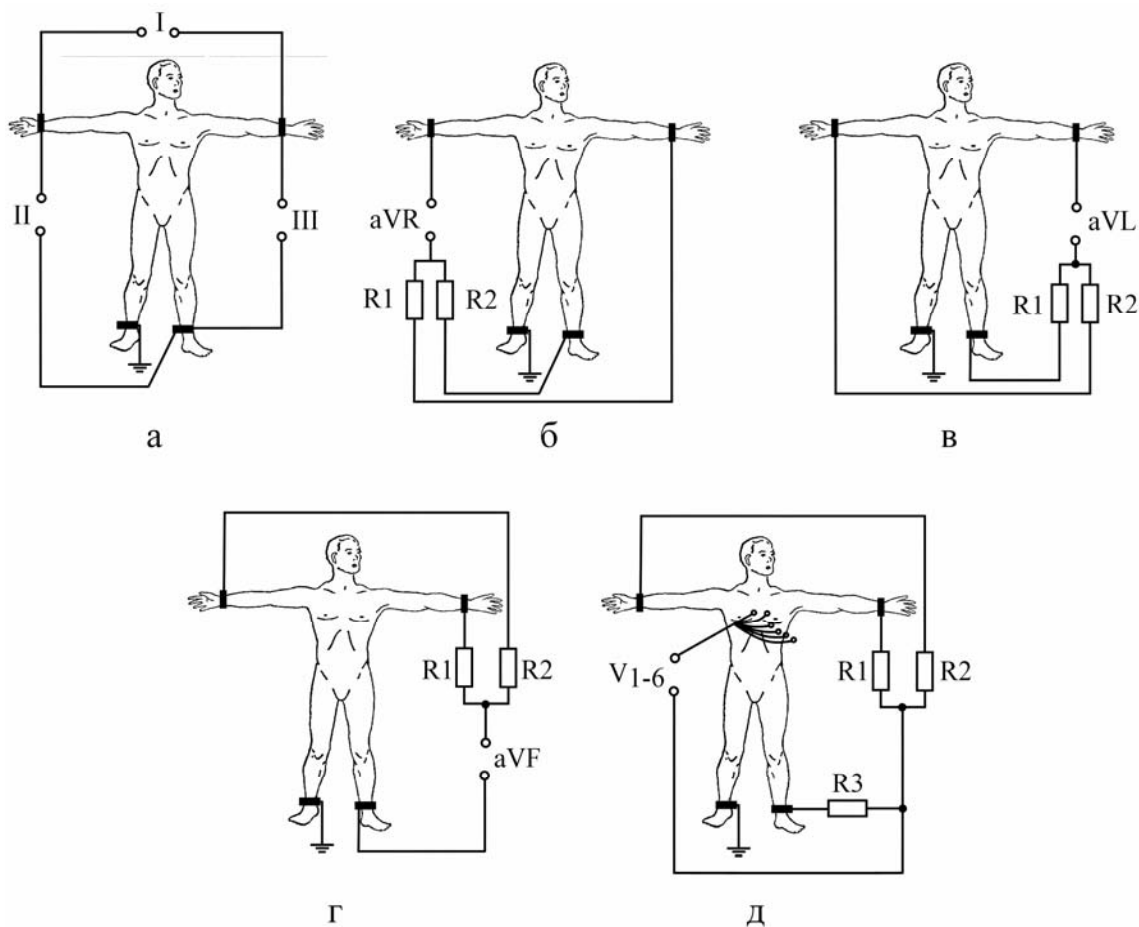


Рис. 1.3. Схема отведений, применяемых для регистрации ЭКГ

При регистрации грудных отведений (предложены Вильсоном в 1934 г.) активный электрод помещают попеременно на одну из точек поверхности грудной клетки. Второй индифферентный электрод (электрод Вильсона) получают, объединив через сопротивление точки  $L$ ,  $R$  и  $F$ . Грудные отведения обозначают заглавной буквой  $V$  (*voltage*) с добавлением номера позиции активного положительного электрода.

Для облегчения борьбы с помехами при регистрации биопотенциалов, к стандартным электродам был добавлен четвертый вспомогательный, который накладывается на правую ногу, соединяется с корпусом электрокардиографа и заземляется.

Биопотенциалы сердца представляют собой периодические колебания переменного знака, сложной, несимметричной формы. Периодичность повторения колебаний соответствует частоте пульса, амплитуда составляет несколько милливольт (рис. 1.4).

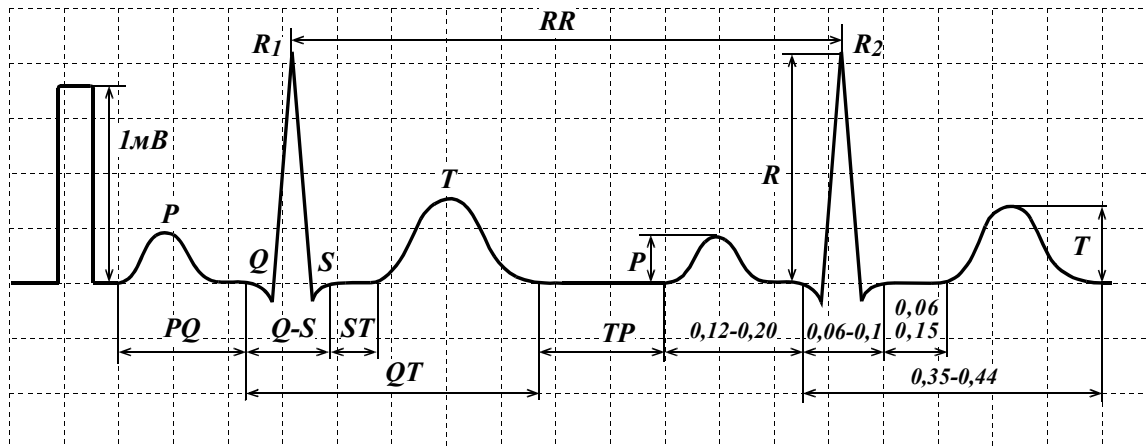


Рис. 1.4. Зубцы и интервалы ЭКГ в норме (II стандартное отведение)

Таблица 1.1

Показатели нормальной ЭКГ человека

Наименование параметра	Значение параметра элементов ЭКГ									
	Зубец P	Интервал PQ	Сегмент PQ	Зубец Q	Комплекс QRS	Зубец S	Интервал QT	Сегмент ST	Зубец T	Интервал RR
Амплитуда, мВ	0,05 ... 0,25	-	-	0 ... 0,02	0,3 ... 1,6	0 ... 0,03	-	-	0,25 ... 0,6	-
Длительность, с	0,06... 0,11	0,12... 0,2	0,04... 0,08	0,02... 0,03	0,06... 0,1	0,03... 0,06	0,35... 0,44	0,06... 0,15	0,1... 0,25	0,3...2

Процесс распространения возбуждения по сердцу и генез зубцов ЭКГ соотносятся следующим образом:

В норме возбуждение возникает в синоатриальном узле и распространяется на правое предсердие. Продолжительность охвата возбуждением предсердий у взрослых людей в норме составляет 0,06...0,11 с. Из них в течение 0,02...0,03 с возбуждается правое предсердие, в следующие 0,03...0,06 с – оба предсердия, в последние 0,02...0,03 с – левое предсердие. Эти процессы выявляются на ЭКГ как зубец P (длительностью 0,06...0,11 с и амплитудой 0,05...0,25 мВ).

Период распространения по атриовентрикулярному узлу и пучку Гисса следует с незначительной величиной собственного потенциала и соответствует сегменту PQ (длительностью 0,04...0,08 с).

Возбуждение желудочков начинается в средней трети межжелудочковой перегородки одновременно с правой и левой стороны и распространяется в течении 0,02...0,03 с на всю перегородку. Через 0,002...0,01 с после начала возбуждения перегородки оно достигает эндокардиального слоя миокарда верхушки, передней и боковой стенки правого желудочка. Через 0,005...0,01 с начинается возбуждение верхушки, передней и боковой стенки левого желудочка. Возбуждение в желудочках следует по направлению от эндокарда к эпикарду. На ЭКГ возбуждение правого желудочка и перегородки отражает зубец Q. В стандартных и грудных ( $V_{5-6}$ ) отведениях его амплитуда 0...0,2 мВ, длительность 0,03 с. Возбуждение левого желудочка отражает зубец R в тех же отведениях. Его длительность 0,02...0,03 с, амплитуда 0,3...1,6 мВ (рис.1.4.). Последним возбуждается основание правого и левого желудочка, что на ЭКГ, отражается в виде зубца S. Его длительность 0,03...0,06 с, амплитуда 0,03 мВ. Общая длительность комплекса QRS – 0,06...0,10 с.

Зубец T, как предполагают, характеризует процессы, связанные с угасанием возбуждения в желудочках. Его длительность 0,16...0,25 с, амплитуда 0,25...0,6 мВ.

Важное диагностическое значение имеет сегмент S – T, длительность которого в норме 0,06...0,15 с, а расположение в норме – изоэлектрическая линия ЭКГ.

### *Изменение ЭКГ под влиянием функциональных нагрузок.*

При действии функциональных нагрузок можно обнаружить изменения сердечной деятельности, которые являются скомпенсированными (скрытыми) и не выявляются в условиях эмоционального и двигательного покоя. При наличии подобных нарушений после нагрузочных проб (велоэргометрия, дозированная ходьба по ступенькам, приседания) может отмечаться увеличение или уменьшение зубцов ЭКГ, их инверсия, расщепление комплекса QRS, удлинение интервала PQ, смещение сегмента ST от изолинии, а также различные нарушения проводимости и возбудимости сердца (экстрасистолия, блокада и т.д.).

## **2.2. Техника регистрации электрокардиограммы**

Для получения качественной записи ЭКГ необходимо строго придерживаться некоторых общих правил ее регистрации.



### **2.2.1. Условия проведения электрокардиографического исследования**

ЭКГ регистрируют в специальном помещении, удаленном от возможных источников электрических помех: электромоторов, физиотерапевтических и рентгеновских кабинетов, распределительных электрощитков и т.д. Кушетка должна находиться на расстоянии не менее 1,5...2 м от проводов электросети. Целесообразно экранировать кушетку, подложив под пациента одеяло со вшитой металлической сеткой, которая должна быть заземлена.

Исследование проводится после 5...7 минут отдыха не ранее, чем через 2 ч после приема пищи. Больной должен быть раздет до пояса, голени должны быть также освобождены от одежды. Запись ЭКГ проводится обычно в положении больного лежа на спине, что позволяет добиться максимального расслабления мышц.

### **2.2.2. Наложение электродов**

На внутреннюю поверхность голеней и предплечий в нижней их трети с помощью резиновых лент накладывают 4 пластинчатых электрода, а на грудь устанавливают один или несколько (при многоканальной записи) грудных электродов, используя резиновую грушу – присоску. Для улучшения качества записи ЭКГ и уменьшения количества наводных токов следует обеспечить хороший контакт электродов с кожей. Для этого необходимо: 1) предварительно обезжирить кожу спиртом в местах наложения электродов; 2) при значительной волосистости кожи смочить места наложения электродов физиологическим раствором; 3) под электроды подложить марлевые прокладки, смоченные 5...10% раствором хлорида натрия, или покрыть электроды слоем специальной токопроводящей пасты, которая позволяет максимально снизить межэлектродное сопротивление. В настоящее время многие исследователи отказываются от применения марлевых прокладок, которые в процессе исследования быстро высыхают, что резко увеличивает электрическое сопротивление кожи, и предпочитают использовать электродную пасту или по крайней мере обильно смачивать кожу в местах наложения электродов раствором хлорида натрия.

### **2.2.3. Подключение проводов к электродам**

К каждому электроду, установленному на конечностях или на поверхности грудной клетки, присоединяют провод, идущий от электрокардиографа и маркированный определенным цветом. Общепринятой является маркировка входных проводов: правая рука – красный цвет;

левая рука – желтый цвет; левая нога – зеленый цвет; правая нога (заземление пациента) – черный цвет; грудной электрод – белый цвет.

При наличии 6-канального электрокардиографа, позволяющего одновременно зарегистрировать ЭКГ в 6 грудных отведениях, к электроду  $V_1$  подключают провод, имеющий красную окраску на наконечнике, к электроду  $V_2$  – желтую,  $V_3$  – зеленую,  $V_4$  – коричневую,  $V_5$  – черную и  $V_6$  – синюю или фиолетовую. Маркировка остальных проводов та же, что и в одноканальных электрокардиографах.

#### **2.2.4. Выбор усиления электрокардиографа**

Прежде чем начинать запись ЭКГ, необходимо установить одинаковое усиление электрического сигнала. Для этого в каждом электрокардиографе предусмотрена возможность подачи стандартного калибровочного напряжения, равного 1 mV. Обычно усиление подбирается таким образом, чтобы напряжение 1 mV вызывало отклонение пера регистрирующей системы, равное 10 мм. Для этого в положении переключателя отведений “0” регулируют усиление электрокардиографа и регистрируют калибровочный милливольт.

При необходимости можно изменить усиление: уменьшить при слишком большой амплитуде зубцов ЭКГ (1 mV – 5 мм или увеличить при малой их амплитуде (1 mV – 15 или 20 мм).

#### **2.2.5. Запись электрокардиограммы**

Запись ЭКГ осуществляют при спокойном дыхании или его задержке. Вначале записывают ЭКГ в стандартных отведениях (I, II, III), затем в усиленных отведениях от конечностей (aVR, aVL и aVF) и грудных отведениях ( $V_1$  –  $V_6$ ). В каждом отведении записывают не менее 4 сердечных циклов PQRST. ЭКГ регистрируют, как правило, при скорости движения бумаги 50 мм/с. Меньшую скорость (25 мм/с) используют при необходимости более длительной записи ЭКГ, например для диагностики нарушений ритма.

**Сразу после окончания исследования на бумажной ленте записывают фамилию, имя и отчество пациента, его возраст, дату и время исследования, номер истории болезни. Лента с ЭКГ должна быть разрезана по отведениям и наклеена на специальный бланк в той же последовательности, которая была рекомендована для съемки ЭКГ.**

### **2.3. Основные виды помех возникающих при снятии ЭКГ**

Помехи на ЭКГ и причины их возникновения приведены на рис. 1.5.

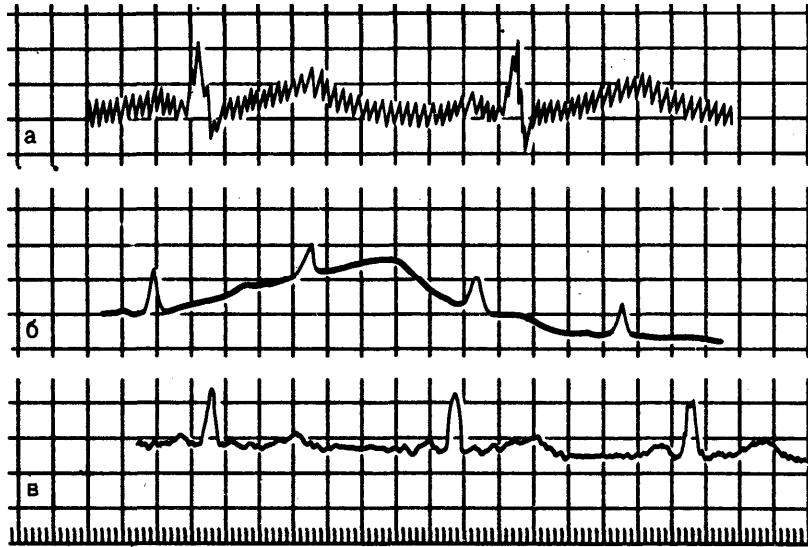


Рис.1.5. Помехи, возникающие при регистрации ЭКГ:

а – наводные токи (сетевая наводка в виде правильных колебаний с частотой 50 Гц); б – “плавание” (дрейф) изолинии в результате плохого контакта электрода с кожей и дыхания; в – наводка, обусловленная мышечным тремором (видны неправильные частые колебания)

### 3. ОПИСАНИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФА ЭКГ1Т-03М

Одноканальный портативный электрокардиограф ЭКГ1Т-03М с тепловой записью предназначен для эксплуатации в условиях неотложной помощи, а также в стационарных условиях лечебно-профилактических учреждений. Внешний вид прибора изображен на рис. 1.7, а структурная схема – на рис. 1.6.

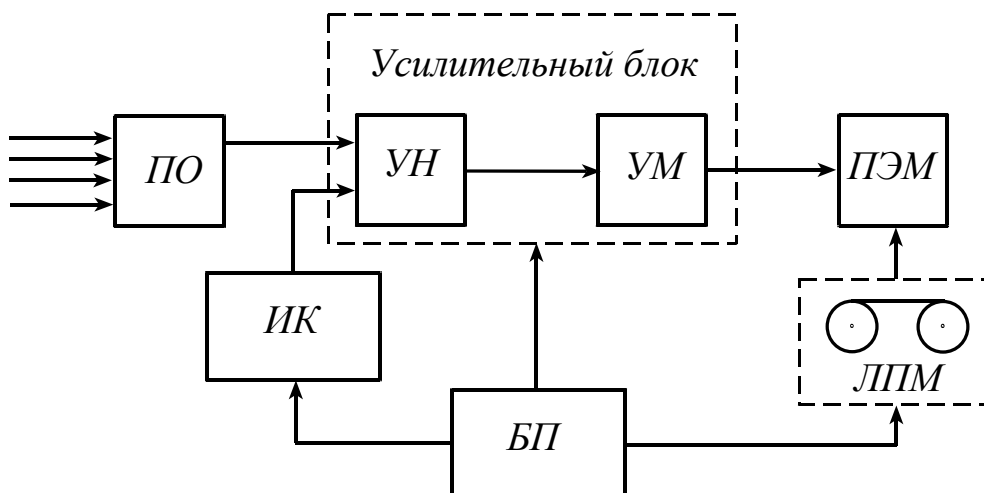
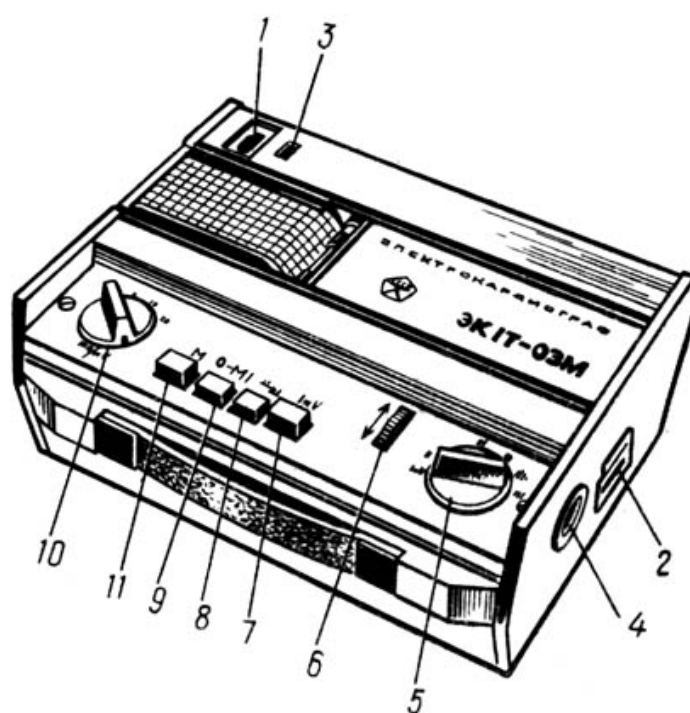


Рис. 1.6. Структурная схема электрокардиографа

Биоэлектрические сигналы через кабель отведений и переключатель отведений (ПО) подаются на вход усилителя напряжения (УН). Ко входу усилителя напряжения подключается также источник калиброванного напряжения (ИК). Усиленный сигнал с выхода усилителя напряжения подается на вход усилителя мощности (УМ), после которого сигнал поступает на электромеханический преобразователь (ПЭМ), осуществляющий преобразование электрического сигнала в перемещение теплового пера. Термочувствительная бумага движется равномерно относительно пера с помощью лентопротяжного механизма (ЛПМ). Для питания усилителя биопотенциалов, электродвигателя лентопротяжного механизма, теплового пера в приборе имеется блок питания (БП).



*Рис. 1.7. Общий вид электрокардиографа ЭКИТ - 03М*

Электрокардиограф смонтирован в портативном удобном для переноски корпусе. На расположенной в углублении панели управления находятся: слева – ручка 10 переключателя чувствительности “мм/мV”; в центре – кнопка 9 успокоения “0 – МТ”; кнопка 11 включения лентопротяжного механизма “М”; кнопка 8 переключения скорости движения ленты “50/25”; кнопка 7 калибровки “1 мV”; справа – ручка 6 смещения нулевой линии “ $\updownarrow$ ”, ручка 5 переключателя отведений. На правой боковой стенке имеется гнездо 4 для подключения кабеля отведений и ручка 2 регулятора накала пера “ $\blacktriangleleft$ ”.

На верхней части корпуса прибора сетевой выключатель 1 и глазок 3 сигнальной лампы. На задней части корпуса смонтированы гнездо рабочего заземления "⊥", приборная вилка "127/220V" для подключения сетевого шнура и приборная вилка "-12V" для соединения с аккумулятором автомобиля. На нижней стенке блока установлен держатель предохранителя.

В средней части прибора размещен лентопротяжный механизм (рис. 1.8.). Механизм смонтирован между двумя вертикальными стенками 4 и 11, соединенными стяжками 10. Вал электродвигателя 2 связан редуктором 3 с обрезиненным валиком 9, приводящим в движение теплочувствительную бумажную ленту. Рулон ленты одевается на втулку 8, укрепленную под откидным столиком 6 (на рис. 1.8 столик с втулкой показан в откинутом положении). Лента огибает сверху направляющие валики 7 и проходит в пазах над столиком. в рабочем положении столик опущен и вместе с бумагой поджимается к обрезиненному ролику цилиндрической пружины 5.

Тепловое перо 1 укреплено на валу ротора электромагнитного поляризованного преобразователя. При углах поворота до  $+10^{\circ}$  от среднего положения поворот ротора практически пропорционален току в обмотке управления преобразователя. Перо прижимается к бумажной ленте, огибающей крайний направляющий валик столика.

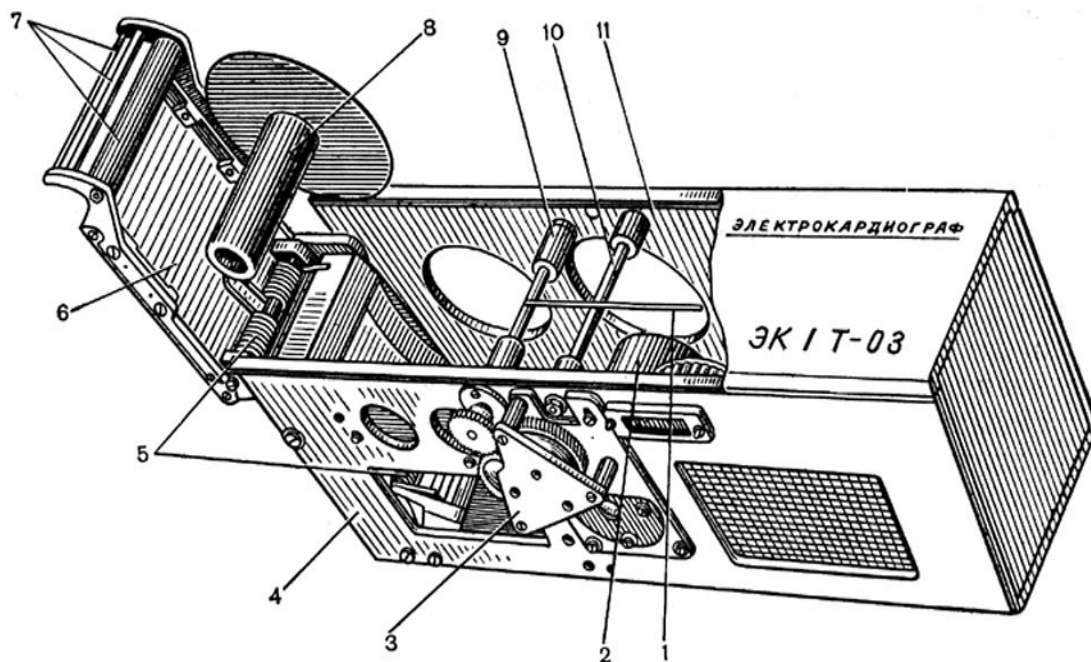


Рис. 1.8. Лентопротяжный механизм электрокардиографа ЭК1Т - 03М

## **4. МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ К ВЫПОЛНЕНИЮ РАБОТЫ**

### **4.1. Подготовка прибора ЭК1Т – 03М к работе**

1. Внимательно ознакомиться с инструкцией к прибору.
2. Заправить бумажной лентой электрокардиограф. Для заправки следует, нажав на столик лентопротяжного механизма, слегка утопить его и вывести из прибора, при этом стол откинется в положение, показанное на рис. 1.8. Установив рулон бумаги на втулку, заправить конец ленты в пазы столика и вернуть стол в рабочее положение.
3. Перед работой установить ручки управления в исходное положение: ручку выключателя сети в выключенное положение, все кнопки в верхнее положение, за исключением кнопки успокоения (“О – МТ”), которая должна быть нажата; регулятор чувствительности в положение 0 мм/мV. Переключатель отведений в положение 1 мВ. Гнездо рабочего заземления соединяется с заземляющим контуром.

### **4.2. Подготовка пациента и наложение электродов**

- Расположить пациента в свободной позе (сидя или лежа), руководствуясь указаниями пункта 2.2.1.
- Наложить электроды на пациента согласно требованиям пункта 2.2.2 и подключить провода кабеля отведений к электродам. Наконечники кабеля отведений соединяют с электродами и фиксируют винтами, при этом красный провод соединяется с электродом на правой руке, желтый – с электродом на левой руке, зелёный – с электродом на левой ноге, черный – с электродом на правой ноге, белый с грудным электродом. Подключить кабель отведений к разъему электрокардиографа.

### **4.3. Запись электрокардиограммы**

1. Выполнить пункты 4.1 и 4.2.
2. Включить электрокардиограф ЭК1Т - 03М. Сначала подключив сетевой шнур к приборной вилке “127/220V”, вставить сетевую вилку в розетку с напряжением 220В. Затем включают электрокардиограф с помощью выключателя на его блоке питания. При этом загорается сигнальная лампа на сетевом блоке, либо отклоняется индикатор заряда на аккумулятором.
3. С помощью переключателя чувствительности установить чувствительность прибора 10 мм/мV. Ручкой смещения нулевой линии выводят тепловое перо на середину поля записи бумаги. Затем, нажав кнопку “М”, включают лентопротяжный механизм, и, нажимая на короткое время кнопку калибровки “1mV”, записывают калибровочный

сигнал. При необходимости регулируют накал пера, добиваясь хорошего качества при отсутствии прожога бумаги.

4. Включив кнопку успокоения, перевести переключатель отведений в положение “Г”. Повторным нажатием установить кнопку успокоения в выключенное положение и произвести запись электрокардиограммы в состоянии покоя (не менее 3 – 4 циклов). Аналогично произвести запись других стандартных отведений (II и III), последовательно переводя ручку коммутатора в положения II и III.

5. Для оценки ритма провести запись ЭКГ в I отведении в течение 10 с при скорости движения ленты 25 мм/с.

*Если амплитуда ЭКГ в каком-либо отведении выходит за пределы поля записи или слишком мала, то следует изменить чувствительность, поставив переключатель чувствительности соответственно в положение 5 или 20 мм/mV, и снова записать калибровочный сигнал.*

**На ленте с ЭКГ обязательно отметить условия снятия ЭКГ: тип отведения, величину усиления сигнала и скорость движения ленты.**

#### **4.4. Проведение функциональных проб**

1. Зарегистрировать ЭКГ во II-ом стандартном отведении после физической нагрузки.

Пациент непосредственно перед записью ЭКГ производит 40 приседаний за 1 минуту. Обычно ЭКГ регистрируют сразу же после нагрузки, через 3, 5 и 7 мин.

2. Зарегистрировать ЭКГ (II-ое отведение) в после резкой смены положения тела (ортостатическая проба).

Пациент лежит на спине 10 минут, а затем быстро встает. ЭКГ регистрируют до и сразу после вставания.

#### **4.5. Проведение анализа ЭКГ**

Анализ любой ЭКГ следует начать с проверки правильности техники ее регистрации. Во-первых, необходимо обратить внимание на наличие разнообразных помех, которые могут быть обусловлены наводными токами, мышечным тремором, плохим контактом электродов (рис. 1.5.) и другими причинами. При наличии значительных помех ЭКГ следует переснять.

Во-вторых, необходимо проверить амплитуду контрольного милливольта, которая должна соответствовать 10 мм.

В-третьих, следует оценить скорость движения бумаги во время регистрации ЭКГ.

#### 4.5.1. Первичная обработка кардиограммы

1. Произвести измерение величины зубцов и длительности интервалов на зарегистрированных ЭКГ. Продолжительность интервалов и зубцов определяется в тех отведениях, где четко выражены точки, являющиеся их границами.

2. На основе ЭКГ снятой в состоянии покоя заполнить табл. 1.2 и табл. 1.3.

3. Данные ЭКГ, снятые при проведении функциональных проб занести в табл. 1.4.

Таблица 1.2

*Таблица для записи результатов определения временных параметров ЭКГ (I стандартное отведение)*

Результаты измерений и расчетов	Интервалы ЭКГ			
	P – Q	Q – S	Q – T	R <sub>1</sub> – R <sub>2</sub>
Расстояния между зубцами (мм)				
Длительности интервалов (с)				

Таблица 1.3

*Таблица для записи результатов определения амплитудных параметров ЭКГ в состоянии покоя*

Результаты измерений и расчетов	Виды зубцов и типы отведений														
	P			Q			R			S			T		
	I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III	I	II	III
Высота зубцов (мм)															
Амплитуды зубцов (мВ)															



Таблица 1.4

Таблица для записи результатов амплитудно-временных характеристик ЭКГ после функциональных проб ( II стандартное отведение )

Состояние пациента	Длительность интервалов				Амплитуда зубцов			
	P-Q	QRS	S-T	R-R	P	Q	R	S
Покой								
Физич.нагрузка								
Ортостатическая проба								

#### 4.5.2. Оценка регулярности сердечных сокращений

Регулярность сердечных сокращений оценивается при сравнении продолжительности интервалов  $R - R$  между последовательно зарегистрированными сердечными циклами.

Ритм считается правильным (регулярным), если продолжительность измеренных  $R - R$  интервалов одинакова и разброс полученных величин не превышает 10% от средней продолжительности интервалов  $R - R$ . В остальных случаях диагностируется неправильный (нерегулярный) сердечный ритм (аритмия).

#### 4.5.3. Подсчет числа сердечных сокращений

При правильном ритме ЧСС определяют по формуле:

$$\text{ЧСС} = 60/R - R,$$

где  $R - R$  – средняя длительность интервала, выраженная в секундах.

При неправильном ритме ЭКГ записывается (во II-ом отведении) дольше, чем обычно, затем подсчитывают число комплексов  $QRS$  зарегистрированных за 5 с, и полученный результат умножают на 12.

У здорового человека в покое ЧСС составляет: у мужчин – от 60 до 75 в минуту, у женщин – от 65 до 80. Повышение ЧСС (более чем 90 в минуту) называют тахикардией, а урежение (менее 60 в минуту) – брадикардией.

#### 4.5.4. Определение источника возбуждения

В норме водителем ритма является синоатриальный (СА) узел. Синусовый ритм характеризуется:

- 1) наличием во II-ом стандартном отведении **положительных** зубцов  $P$ , предшествующих каждому комплексу  $QRS$ ;
- 2) постоянной одинаковой формой всех зубцов  $P$  в одном и том же отведении;
- 3) наличием **отрицательных**  $P$  зубцов в  $aVR$  - отведении.

При отсутствии этих признаков диагностируются различные варианты несинусового ритма.

#### 4.5.5. Оценка функции проводимости

При оценке функции проводимости необходимо:

- измерить длительность зубца  $P$ , которая характеризует скорость проведения электрического импульса по предсердиям;
- продолжительность интервала  $P - Q(R)$  (скорость проведения по предсердиям, атриовентрикулярному узлу и системе Гисса);
- общую длительность желудочкового комплекса  $QRS$  (проведение возбуждения по желудочкам).

Полученные результаты сравните с нормой.

#### 4.5.6. Определение положения электрической оси сердца

По результатам расчета амплитуд зубцов  $Q$ ,  $R$ ,  $S$  в двух отведениях (коэффициент усиления кардиографа должен быть одинаковым) построить среднюю электрическую ось сердца, как это показано на рис. 1.9.

Углы при основании перевернутого равностороннего треугольника (треугольника Эйнтховена) соответствуют правой ( $A$ ) и левой ( $B$ ) рукам, а угол при вершине ( $C$ ) – левой ноге пациента. Точка  $O$  – центр треугольника, а точки  $O_1$ ,  $O_2$  и  $O_3$  – ее проекции на стороны треугольника. От точки  $O_1$  на стороне  $AB$  (I отведение) отложить вправо отрезок, равный алгебраической сумме амплитуд зубцов  $Q$ ,  $R$ ,  $S$ , измеренных на ЭКГ в I отведении:  $O_1X_1=R_1 - (Q_1+S_1)$ . Из точки  $X_1$  восстановить перпендикуляр к  $AB$ .

От точки  $O_3$  на стороне  $BC$  (III отведение) отложить вниз отрезок, равный алгебраической сумме зубцов  $Q$ ,  $R$ ,  $S$ , измеренных в III отведении ЭКГ:  $O_3X_3=R_3 - (Q_3+S_3)$ . Из точки  $X_3$ , восстановить перпендикуляр к  $BC$  до пересечения с перпендикуляром к  $AB$  из точки  $X_1$ . Точка пересечения двух перпендикуляров ( $K$ ) – конец вектора, отображающего среднюю электрическую ось сердца. Его начало – центр треугольника. Таким образом,  $OK$  – искомая средняя электрическая ось сердца.

Для определения положения сердца в грудной полости нужно найти угол ( $\alpha$ ) между отрезком  $OK$  и горизонтальной прямой, параллельной  $AB$  и

проходящей через центр треугольника ( $O$ ). Положение сердца принято считать нормальным, если угол  $\alpha$  лежит в пределах от  $30^\circ$  до  $60^\circ$ .

Построения средней электрической оси сердца в треугольнике Эйнтховена следует выполнить на миллиметровой бумаге.

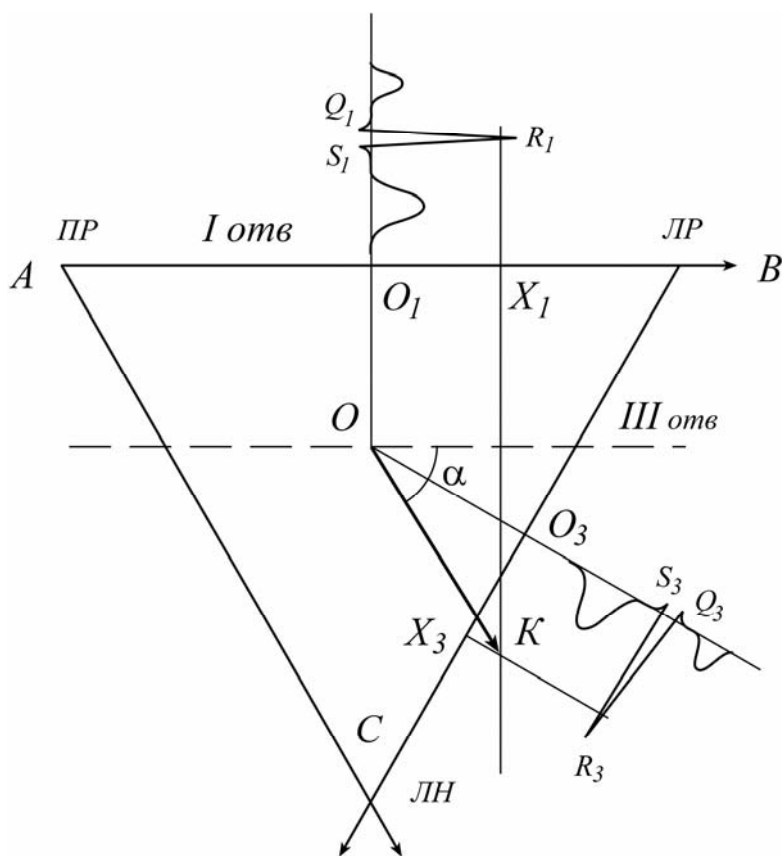


Рис. 1.9. Построение средней электрической оси сердца в треугольнике Эйнтховена. Пояснения в тексте

## 5. ВОПРОСЫ К ЗАЩИТЕ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ

1. Механизм возбуждения кардиомиоцита и синусного узла.
2. Как распространяется волна деполяризации в предсердиях и в миокарде желудочков?
3. Каким фазам распространения возбуждения соответствуют следующие зубцы и сегменты ЭКГ: зубец R, сегмент RS – T, зубец T?
4. Чем определяется амплитуда и форма электрокардиографических комплексов при различной локализации электродов в электрическом поле?
5. Какой электрод условно называют активным и какой объединенным?
6. При каком попарном подключении электродов, на конечностях образуются I, II и III стандартные отведения?
7. Что называется осью электрокардиографического отведения?
8. Как образуются усиленные однополюсные отведения от конечностей? Объяснить, как происходит «усиление» сигнала?
9. Как образуются грудные однополюсные отведения?
10. Какие приемы используются при наложении электродов для уменьшения количества наводимых токов и улучшения качества записи ЭКГ?
11. Какие электрофизиологические процессы в сердечной мышце отражают зубец P, интервал P – Q?
12. Как оценить регулярность сердечных сокращений?
13. Что называют нарушениями ритма сердца? На какие три группы делятся все аритмии? Какие механизмы лежат в основе большинства нарушений ритма сердца?
14. Как оценить регулярность сердечных сокращений? Что называется нарушением ритма сердца?
15. Какие параметры ЭКГ служат для анализа свойств сердечной мышцы?
16. Перечислите возможные помехи, искажающие ЭКГ и приёмы уменьшения их влияния.
17. Чем определяется амплитуда и форма электрокардиографических комплексов при различной локализации электродов в электрическом поле?
18. Каким образом отражаются особенности проводящей системы сердца в ЭКГ?
19. Каковы цели проведения функциональных проб?

## **ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №2**

### **ИССЛЕДОВАНИЕ ЦЕНТРАЛЬНОЙ ГЕМОДИНАМИКИ МЕТОДОМ ИНТЕГРАЛЬНОЙ РЕОГРАФИИ**

#### **1. ИСХОДНЫЕ ДАННЫЕ К ВЫПОЛНЕНИЮ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ**

##### **1.1. Цель работы**

Ознакомиться с принципом съема и анализа реограмм, работой аппаратно-программного комплекса “Валента” для проведения реографических исследований. Научиться регистрировать реограмму и проводить ее анализ.

##### **1.2. Используемое оборудование**

1. Преобразователь биосигналов (ПБС) (приложение А).
2. Детектор реографический (ДР).
3. Компьютер, с подключенными к нему ПБС и ДР и установленным на нем программным обеспечением “Валента” для регистрации реосигналов.
4. Ленточные электроды для конечностей (маркировка – ЭР.04).
5. Кабель отведений тетраполярный – 8 проводов (маркировка – Ко-8).
6. Кабель соединительный (маркировка – КС).
7. Кабель отведений ЭКГ на одно отведение (маркировка – ЭКГ-1).
8. Спирт 70%.
9. Вата, марля.

##### **1.3. Программа работы**

1. Ознакомиться с принципами регистрации реограммы (РГ) и основными ее характеристиками (п. 2).
2. Изучить инструкции к используемым приборам (Приложение А).
3. Подготовить ПБС и ДР к работе.
4. Запустить программное обеспечение для проведения реографических исследований и подготовить пациента для исследования (п.п. 3.2).
5. Измерить длину межэлектродного участка, учитывая рост пациента и периметры участков тела в местах наложения электродов, артериальное давление.
6. Зарегистрировать реограммы (п.п. 3.3):

- а) в состоянии покоя (фоновая реограмма);
  - а) после физической нагрузкой (30 приседаний в мин.);
  - б) после периода восстановления.
7. Провести анализ реограмм и распечатать результаты анализа (п.п. 3.4 – 3.5).
  8. Самостоятельно по кривым снятых реограмм измерить и рассчитать ударный объем, минутный объем кровотока (МОК), частоту сердечных сокращений (ЧСС). Результаты занести в таблицу:

	Виды нагрузок	ЧСС	УО	МОК
1.	Покой (фоновая)			
2.	Физ. Нагрузка			
3.	Через 3мин после нагрузки			

9. Сравнить рассчитанные показатели с заключением аппаратно-программного комплекса “Валента”. Сделать выводы.
10. Проверить наличие корреляции между степенью повышения МОК и УО, между МОК и ЧСС. Сделать заключение о том, за счет какого из показателей увеличивается МОК.
11. Подготовить отчет по работе.

#### 1.4. Содержание отчета

1. Название работы.
2. Цель работы.
3. Приборы и принадлежности.
4. Программа работы.
5. Функциональная схема реографа.
6. Распечатка результатов исследования.
7. Анализ реограмм (п.п. 8 – 10 программы работы).
8. Выводы по проделанной работе.

## 2. КРАТКИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ СВЕДЕНИЯ

### 2.1. Назначение и область применения метода реографии

Реография (rheos – поток, graphen – записывать) – неинвазивный метод исследования кровообращения, регистрирующий электрическое сопротивление живых тканей, меняющееся при колебаниях кровенаполнения во время сердечного цикла, в момент пропускания через них переменного тока.

Основное назначение реографических методов исследований:

- оценка состояния кровообращения в органах и тканях

- оценка состояния сердечнососудистой системы
- изучение изменений кровотока во время функциональных и фармакологических проб
- динамическое наблюдение за пациентами
- оценка эффективности применяемого лечения
- оценка компенсаторных возможностей.

### Область применения

Данный метод применим в кардиологии, эндокринологии, хирургии, ангиологии, неврологии, офтальмологии, гастроэнтерологии.

В зависимости от объекта изучения применяются следующие методики:

- Реоэнцефалография (РЭГ)
- Реогепатография (РГГ)
- Реопульмонография (РПГ)
- Реография легочной артерии (РЛА)
- Реоофтальмография (РОГ)
- Реокардиография (РКГ)
- Реовазография (реография сосудов нижних и верхних конечностей) (РВГ)
- Тетраполярная грудная реография по Кубичеку (ТГР)
- Интегральная реография тела по Тищенко (ИРГТ)

В стандартный набор методик реографических исследований включены РЭГ, РВГ, ТГР, ИРГТ.

### 2.2. Биофизические основы метода реографии

Полное сопротивление переменному току для живых тканей имеет две составляющих – активное, или омическое сопротивление ( $R$ ), и реактивное, или емкостное сопротивление ( $X_C$ ), суммарное значение которых называется импедансом ( $Z$ ).

$$Z = R + X_C, \text{ где } X_C = \frac{1}{2\pi fC}$$

Омическое сопротивление в основном определяется ионной проводимостью. Емкостное сопротивление обусловлено объемной и поверхностной поляризацией, т.е. образованием в момент прохождения тока двойного электрического слоя на поверхностях границ различных тканевых структур и клеточных мембран. Полное комплексное сопротивление для живой ткани выражается формулой:

$$Z = \sqrt{R^2 + \frac{1}{(2 \cdot \pi \cdot f \cdot C)^2}},$$

где  $f$  – частота зондирующего тока.

Увеличение частоты переменного тока приводит к снижению величины емкостной составляющей, т. е. уменьшаются явления поляризации, мешающие реографическим исследованиям. Вот почему ткани оказывают большее сопротивление постоянному току, чем переменному. Упрощенно уменьшение поляризации можно представить такой схемой. Ионы тканей под действием тока движутся к противоположно заряженным полюсам. При изменении полярности тока ионы меняют направление движения и тем быстрее, чем больше частота тока. В этом случае путь движения ионов укорачивается, накопления зарядов не наблюдается и явления поляризации исчезают.

Таким образом, увеличивая частоту переменного тока, можно уменьшить влияние емкостного сопротивления. В результате величина импеданса будет определяться только омическим сопротивлением, зависящим от ионной проводимости.

Принцип метода реографии основан на том, что кровь по сравнению со всеми остальными тканями организма обладает наибольшей электропроводностью, поэтому колебания кровенаполнения сосудов, обусловленные циклической работой сердца, вызывают синхронные изменения электропроводности исследуемого участка тела. Во время систолы желудочков и некоторое время после ее окончания, когда увеличивается кровенаполнение артериальных сосудов, электропроводность отдельных участков тела повышается и, наоборот, после прохождения пульсовой волны, когда наполнение сосудов уменьшается, она падает. Кривая такого рода пульсовых колебаний электрического сопротивления получила наименование реограммы.

Запись реограммы производится контактным путем с помощью электродов, накладываемых на определенный участок тела, соединенных с прибором – реографом.

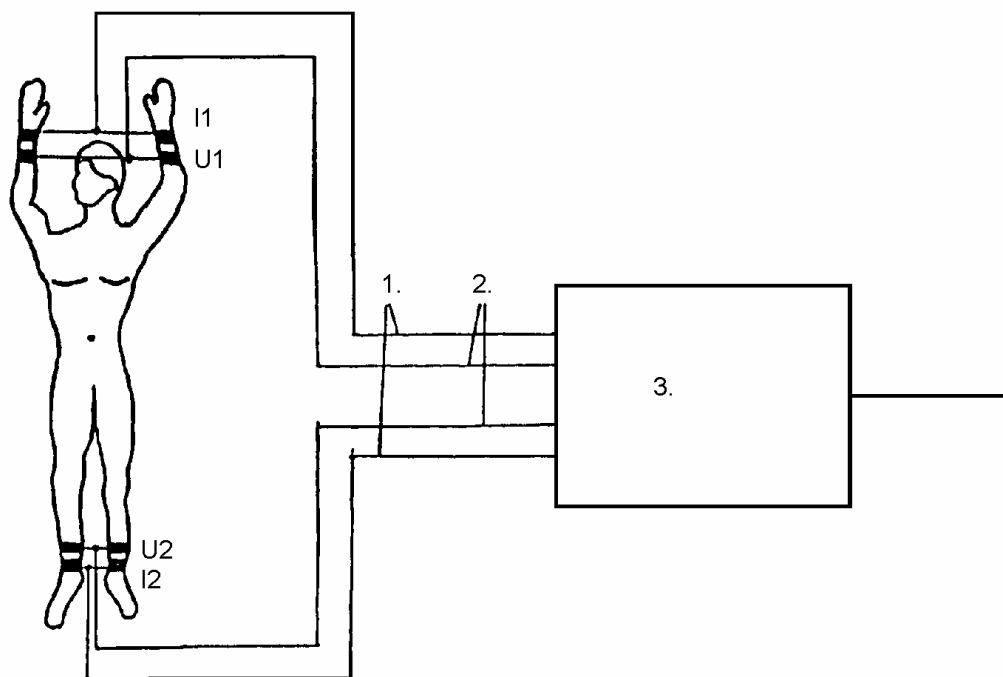
### **2.3. Метод интегральной реографии тела**

В 1968 году М.И. Тищенко применил реографический способ для регистрации объемных изменений артериальной системы. Для того чтобы охватить все сосуды тела, был использован способ наложения электродов отличающийся от принятых в сегментарной реографии.

Два электрически соединенных между собой электрода были наложены на дистальные участки предплечий, а два, соединенные таким же образом, на дистальные внутренние поверхности голеней. Измерительное плечо моста реографа было включено между спаренными электродами верхних и нижних конечностей, образовалась последовательная цепь: верхние конечности – туловище – нижние конечности (рис. 2.1).



Так как записанная таким образом кривая отражает одномоментное суммарное (интегральное) изменение всех сосудов тела, она была названа интегральной реографией тела (ИРГТ). Уже через несколько лет ИРГТ приобрела качества универсального метода оценки общего состояния больных и здоровых людей, позволяющего получать всестороннюю характеристику кровообращения и дыхания.



*Рис. 2.1. Схема расположения электродов при регистрации ИРГТ:  $I_{1,2}$  – токовые электроды;  $U_{1,2}$  – потенциальные электроды; 1 – токовые провода, 2 – потенциальные провода, 3 – реограф*

С биофизической точки зрения ИРГТ существенно отличается от обычной, сегментарной реографии. При локальных реографических изменениях – будь то реография конечности, торакальная реография или реоэнцефалография – регистрируемое изменение сопротивления связано с изменением объема крови в пространстве между электродами.

В случае ИРГТ охватывается практически вся кровеносная система человека и при этом изменения количества крови между потенциальными электродами по существу нет.

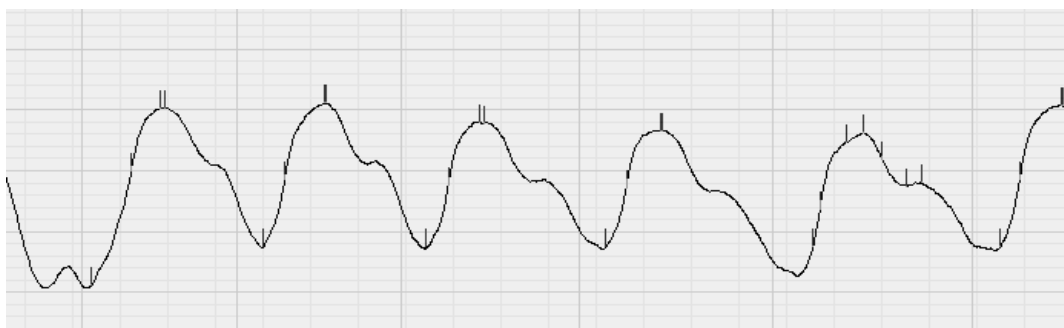
Основным теоретическим положением, описывающим в общем виде изменение передаточного сопротивления линейного объемного проводника между токовыми и потенциальными электродами, является так называемая теорема чувствительности Гезеловица, из которой следует,

что главной причиной возникновения сигнала ИРГТ является перемещение масс крови из областей с низкой плотностью тока.

Сопоставление данных ИРГТ с основными способами измерения сердечного выброса, проведенное разными авторами, показало высокую эффективность метода интегральной реографии тела в оценке этого важнейшего параметра центральной гемодинамики.

#### 2.4. Информативные показатели объемных реограмм (ОРГ)

Анализ ОРГ в настоящее время производится по относительно сложившимся показателям. Регистрируемая при исследовании реографическая волна, по своей форме напоминает сфигмограмму (рис. 2.2, рис. 2.3).



*Рис. 2.2. Вид реографической волны*

Она имеет анакроту с периодом  $\alpha$ , представленную крутым подъемом основной (систолической) волны, который ближе к вершине «В» становится более пологим. За вершиной систолической волны следует катакрота с периодом  $\beta$  – нисходящая часть с двумя-тремя дополнительными волнами, первую из которых с вершиной «Д» называют диастолической (или дикротической). Между систолической и диастолической волнами образуется выемка – инцизура (И). Основная волна до инцизуры формируется вследствие значительного преобладания притока крови над ее оттоком в начале систолы с последующим (после достижения вершины волны) преобладанием оттока, которое продолжается и весь диастолический период. Форма и амплитудные характеристики диастолической части волны (после инцизуры) во многом определяются сопротивлением оттоку крови из исследуемой части тела, а также эластичностью (тонусом) артериальных стенок, от которой зависит частотный спектр их колебаний, влияющий на выраженность дополнительных волн.

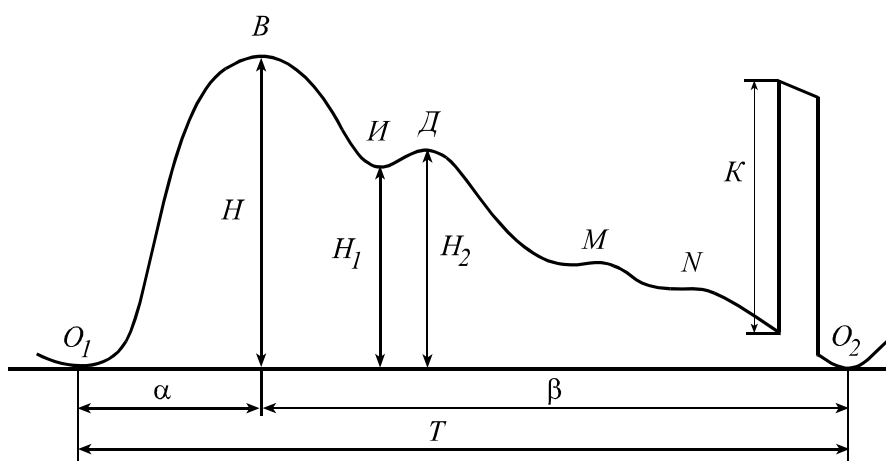


Рис. 2.3. Элементы волны РГ и измеряемые показатели ее оценки:

$O_1$  – точка начала подъема анакроты РГ (начало сердечного цикла);  $B$  – вершина систолической волны;  $I$  – инцизура;  $D$  – вершина диастолической волны;  $M, N$  – дополнительные волны;  $O_1 - O_2$  – изоэлектрическая линия – соединяет точки начала двух сердечных циклов. Амплитудные характеристики, выраженные через высоты амплитуд:  $H$  – высота систолической волны (мм);  $H_1$  – высота инцизуры (мм);  $H_2$  – высота диастолической волны (мм);  $K$  – высота калибровочного сигнала (мм). Временные характеристики:  $\alpha$  – длительность анакроты (с);  $\beta$  – длительность катакроты (с);  $T$  – длительность сердечного цикла (с)

При анализе и оценке ОРГ с целью получения диагностической информации применяют ее амплитудный, временной и контурный анализ. Исходя из этого, основные обобщенные показатели, используемые для оценки РГ, можно подразделить на амплитудные, временные и показатели формы кривой. К амплитудным показателям относятся максимальная амплитуда реографической волны, амплитуда инцизуры на катакrote, амплитуда диастолической волны и др. Основными временными показателями являются: длительность сердечного цикла, длительность анакротической и катакротической фаз РГ и их соотношений между собой. К показателям формы относятся: угол наклона анакроты, особенности вершины РГ, количество и выраженность дополнительных волн на катакrote и другие элементы волны РГ.

Анализ и оценка ОРГ могут производиться по визуальным, измеряемым и расчетным показателям. С целью практического, применения при анализе РГ информативных основных показателей их целесообразно рассмотреть по группам.

## Визуальные показатели

1. Форма или конфигурация волны РГ. В норме правильная форма реограммы представляет собой регулярное повторение одинаковых по форме и амплитуде пульсовых волн и отражающих кровенаполнение сосудов в исследуемой области.

2. Наклон подъема восходящей анакротической части волны РГ. Степень крутизны подъема анакроты является показателем растяжимости артериальных сосудов исследуемого участка.

3. Форма вершины основной волны РГ. Форма вершины определяется состоянием тонуса стенок артериальных сосудов.

4. Высота основной волны РГ. Если амплитуда волны РГ больше или равна по высоте калибровочному сигналу (0,1 Ом) – норма. Если амплитуда волны РГ меньше калибровочного сигнала – сниженная. Снижение амплитуды волны РГ указывает на наличие сердечно-сосудистой патологии (уменьшение кровенаполнения сосудов).

5. Инцизура. Инцизура отделяет систолическую часть волны РГ от диастолической.

## Измеряемые и расчетные показатели

1. Максимальная амплитуда реографической волны  $A$  (Ом). Показатель максимальных пульсовых колебаний кровенаполнения

$$A = \frac{H}{K} \cdot \Delta R_k,$$

где  $H$  – высота систолической волны (мм);  $K$  – высота калибровочного сигнала (мм);  $\Delta R_k$  – величина калибровочного сигнала (0,1 Ом).

После нагрузки у здоровых лиц наблюдается увеличение амплитуды реоволн, длительность анакроты существенно не меняется. У лиц с облитерирующими заболеваниями сосудов конечностей величина амплитуды реографической волны после нагрузки не изменяется или уменьшается (возможно уменьшение на 50...60%), а длительность анакроты увеличивается на 30...60%.

2. Калибровочный сигнал  $K$ . На графической записи представляет обычно прямоугольный импульс, высота которого измеряется по его переднему фронту в мм.

3. Реографический индекс определяется как отношение амплитуды реографической волны к калибровочному сигналу, выраженных в Ом:

$$I = \frac{A}{K}$$

Отражает как высоту максимальной амплитуды, так и степень раскрытия сосудистого русла.

4. Высота инцизуры  $H_1$  (мм). Измеряется от низшей точки инцизуры ( $H$ ) до изоэлектрической линии волны РГ.

5. Высота дикротической волны  $H_2$  (мм). Измеряется от вершины  $D$  до изоэлектрической линии.

6. Отрезок времени восходящей части волны РГ или анакроты  $\alpha$  (с). Время  $\alpha$  характеризует растяжимость сосудов и отражает время максимального притока крови в исследуемый участок во время систолы сердца.

7. Отрезок времени нисходящей части волны РГ или катакроты  $\beta$  (с). Этот показатель косвенно отражает состояние тонуса и эластичности сосудов и зависит от частоты пульса. Увеличение времени  $\beta$  свидетельствует о наличии затруднения оттоку крови.

8. Время одного сердечного цикла или продолжительность одной волны РГ (с):

$$T = \alpha + \beta.$$

Этот показатель отражает период сокращений сердца.

9. Соотношение времени восходящей и нисходящей частей волны РГ (%):

$$\frac{\alpha}{\beta} \cdot 100,$$

отражает соотношение между временем притока крови в исследуемую часть тела и временем оттока ее в венозную систему, а так же состояние эластичности и тонуса сосудов.

10. Отношение времени восходящей части волны РГ к длительности всей волны или к длительности сердечного цикла (%):

$$\frac{\alpha}{\alpha + \beta} \cdot 100.$$

В норме это отношение составляет 10...16%. По мере развития недостаточности кровообращения увеличивается от 20 до 30%. Увеличение этого показателя может указывать на затрудненный отток крови.

#### *Расчет ударного объема (УО) сердца*

Для ударного объема сердца применяется формула для вычисления объемных изменений цилиндрического проводника.

Пульсовое изменение объема определяется выражением:

$$\Delta V = \frac{\rho \cdot L^2 \cdot A \cdot T}{R^2 \cdot \beta} \text{ (Ом)},$$

где  $R$  – полное сопротивление;  $L$  – длина измеряемого участка,  $A$  – максимальная амплитуда реографической волны (Ом);  $\rho$  – удельное сопротивление крови (150 Ом · см).

Поскольку форма человека далеко не цилиндрическая, то введен коэффициент  $k$  – корригирующий фактор.

С учетом корректирующего коэффициента  $k = 100 \text{ Ом}/R$ , получим формулу для расчета ударного объема сердца:

$$Q = \frac{\rho \cdot L^2 \cdot A \cdot T}{k \cdot R^2 \cdot \beta} = \frac{\rho \cdot L^2 \cdot A \cdot T}{100 \cdot R \cdot \beta} \text{ (см}^3\text{)},$$

где  $L$  – расстояние между электродами по проекции артериальных стволов. Для мужчин  $L = 1,32 \cdot l$ , для женщин  $L = 1,25 \cdot l$ , где  $l$  – рост человека в см.

С учетом этих поправок формула расчета ударного объема имеет вид:

для мужчин

$$Q = 2,75 \cdot \frac{(H/K) \cdot \Delta R_k \cdot l^2 \cdot T}{R \cdot \beta} \text{ (см}^3\text{)},$$

для женщин

$$Q = 2,47 \cdot \frac{(H/K) \cdot \Delta R_k \cdot l^2 \cdot T}{R \cdot \beta} \text{ (см}^3\text{)}.$$

## 2.5. Возможные ошибки при съеме реограммы

При регистрации реограмм могут встречаться артефакты, появление которых чаще всего обусловлено электродными помехами, неправильной настройкой реографа и внешними помехами.

**Электродные артефакты** чаще всего вызваны неплотной фиксацией электродов, в результате на кривых появляются не только дыхательные колебания, но и амплитудные асимметрии из-за плохого контакта электрода с кожей. Плохой контакт с кожей может вызываться не только неплотной фиксацией электродов, но и попаданием под электроды пучка волос (при записи РЭГ), высыханием электропроводящих растворов и пасты на поверхности электродов. В этих случаях может наблюдаться снижение амплитуды кривых и даже их инвертирование. Амплитудная асимметрия может также присутствовать в случае несимметричного расположения электродов в случае регистрации реограмм с симметричных областей тела, (например правая и левая конечности), так как амплитуда реограмм зависит от межэлектродного рас-

стояния. В связи с этим следует особое внимание обратить на корректную постановку электродов, используя надежные анатомические ориентиры и соблюдая одинаковые расстояния между электродами.

При реовазографии при использовании прямоугольных электродов, фиксируемых резиновыми лентами велика вероятность чрезмерного перетягивания конечности, вследствие чего на реограмме может наблюдаться картина затруднения венозного оттока.

К электродным артефактам следует также отнести случаи обрыва одной или нескольких токопроводящих жил в кабеле электрода. При записи это проявляется синусоидальной формой реограмм без инцизуры и дикротического зубца, а иногда повышением величины базисного сопротивления (импеданса) в этом отведении. В ряде случаев, свободно лежащие провода электродов своими движениями вызывают искажение кривой. В этом случае провода нужно закрепить, чтобы исключить раскачивание.

**Неправильная настройка реографа.** Эти артефакты также проявляются амплитудными асимметриями кривых и, как правило, вызваны неверной балансировкой моста в начале исследования или разбалансировкой каналов в процессе записи. При использовании мостовых реографов, в случае появления асимметрии, прежде всего, следует проверить настройку каналов, а если она проведена правильно, приступить к поиску других причин.

**Инструментальные помехи и внешние наводки.** К этим помехам можно отнести помехи, связанные с неисправностью записывающих устройств, усилителей, и истинно внешние помехи, происходящие вследствие наводки от сети переменного тока. Если наводка 50 Гц появилась на одном канале, то это признак плохого контакта или обрыва электрической цепи в этом отведении. Если же наводка проявляется на всех каналах, то она чаще всего вызвана плохим заземлением приборов или (в случае исследования больных на металлической кровати) касанием тела к металлу. При появлении наводок такого рода следует устранить причины, их вызвавшие. Иногда прибегают к экранированию проводов электропитания приборов или перемене их положения рядом с регистрирующей аппаратурой.

**Артефакты, вызванные движениями испытуемого.** Чаще всего этот вид артефактов возникает при неудобном положении больного или при неправильном инструктаже, когда испытуемый не предупрежден о необходимости соблюдать неподвижность. Иногда такие помехи вызваны произвольным дрожанием рук или головы больного. Во всех случаях необходимо удобно разместить больного, объяснив ему порядок проведения исследования.

### 3. МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ К ВЫПОЛНЕНИЮ РАБОТЫ

Исследование проводят с помощью диагностического комплекса Валента. Устройство комплекса, основные приемы работы с комплексом и программным обеспечением приведены в Приложении А. Для проведения реографических исследований к блоку преобразователя биосигналов необходимо подключить реографический детектор и кабель реографических отведений в соответствии с выбранной методикой. Прибор следует включить до обслаивания и прогреть не менее 10 минут.

#### 3.1. Схема исследования

Валента предлагает единую схему исследования для всех методик реографии. Одно исследование включает в себя несколько последовательных записей:

- **Фоновая запись** – запись реограммы в состоянии покоя.
- Одну или несколько **записей функциональных проб** – для выявления изменений кровотока в различных условиях. Например, проба с физической нагрузкой, орто- или антиортостатические, окклюзионные, холодовые пробы, повороты и т.п.
- **Закончить исследование** можно двумя способами:
  - пробой с нитроглицерином (через 5...7 минут)
  - запись реограммы через определенное время после окончания последней пробы (2 – 3 минуты) – время на адаптацию, если пациенту противопоказаны нитропрепараты или он отказывается от их приема.

Для расчета показателей и расстановки реперных точек необходимо одновременно с реограммой записать ЭКГ.

Соответственно, в ходе исследования должны быть зафиксированы и представлены для анализа как минимум **3 реографических кривых** (покой, функциональная проба, после периода восстановления) и сигнал ЭКГ.

#### 3.2. Подготовка к исследованию

*Подготовка пациента, наложение электродов*

Перед исследованием необходимо измерить **артериальное давление**, сосчитать пульс.

При снятии реограммы пациент располагается лежа на достаточно широкой и жесткой кушетке. Это необходимо для того, чтобы руки пациента не свешивались и он не напрягался для их удержания. Во время записи пациент должен быть максимально расслаблен, лежа с закрытыми глазами. Любые движения напряжения мышц вызывают искажение реограммы. Наложению электродов необходимо уделить серьезное



внимание, так как от качества их наложения будет зависеть стабильность положения нулевой линии.

Электроды (ленточные) накладываются по тетраполярной схеме (рис. 2.4), в области голеностопных и лучезапястных суставов. Электроды закрепляются резиновыми ремнями. Туго затягивать ремни не стоит.

Так как применяется тетраполярный реограф, можно накладывать “сухие” электроды.

В некоторых случаях, для уменьшения помех, можно рекомендовать легкое растирание кожи 70 % спиртом в местах наложения электродов. Спиртовое растирание уменьшает переходное сопротивление между кожей и электродом.

Для соединения электродов с реографическим детектором в ИРГТ используется 8-ми концевой кабель Ко-8, имеющий 2 ветви по 4 конца – бело-черная и зелено-черная ветви. Зелено-черная ветвь используется для проведения ИРГТ.

При креплении проводов кабеля к электродам следует выполнять следующее условие:

- провода **черного** цвета крепят к токовым электродам расположенным ближе к ладони или стопе (дистально);
- провода **зеленого** цвета – к измерительным (внутренним) электродам (проксимально).

Соединительные кабели КС используются для соединения электродов справа и слева между собой. Соединительные кабели имеют 2 ветви по 2 конца с креплениями зеленого и черного цветов.

Наконечники должны плотно сидеть в гнездах электродов.

Для расчета показателей и расстановки реперных точек необходимо одновременно записать ЭКГ. Для этого накладывается кабель ЭКГ, имеющий 3 конца: красный, черный и желтый (См. рис. Б.6).

С наложенными электродами обследуемый должен находиться в положении лежа не менее 10 мин. Этого времени достаточно для создания условий так называемого “физиологического покоя” и для стабилизации межэлектродного сопротивления при работе с “сухих” тетраполярных электродов.

**По окончании работы электроды и резиновые ремни должны быть тщательно промыты и насухо вытерты.**

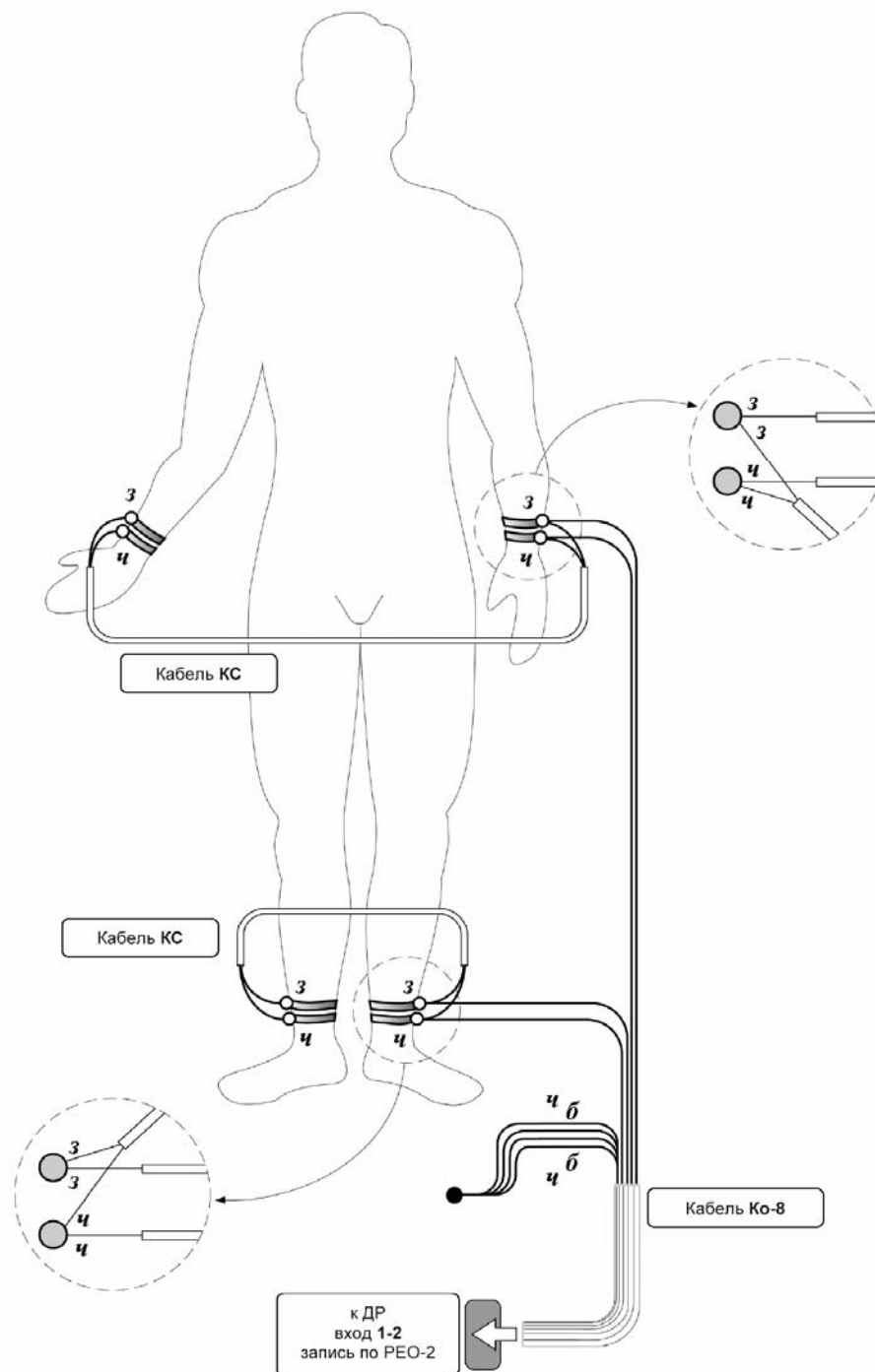


Рис. 2.4. Схема наложения электродов при ИРГТ (тетраполярная схема)

#### Подготовка программного обеспечения

- Запустите программу **Валента** (См. приложение А.3.1).
- Вызовите **Журнал** исследования.

- Выберите пациента из базы данных, если он ранее проходил обследование. (См. приложение А.3.2.1). Если известно, что пациента нет в базе данных, сразу переходите к следующему пункту действий.
- Перейдите в диалоговое окно **Новое исследование** (рис. 2.5).

The screenshot shows the 'Новое исследование' window. It has a title bar with the text 'Новое исследование' and standard window controls. Below the title bar are three tabs: 'Исследование', 'Списки', and 'Настройки'. The main area is divided into three main sections:

- Пациент (Patient):** Contains a table with columns 'Пациент', 'Возраст', and 'Дата'. The patient listed is 'Хафизов Артур Исмагилович', age 20, date 14.11.1988. There are also dropdown menus for 'Автопоиск', 'Фамилия' (Хафизов), 'Имя' (Артур), 'Отчество' (Исмагилович), 'Пол' (М), 'Д/р' (14.11.1988), 'Возраст' (20), and '№ карты' (1).
- Исследование (Study):** On the left is a list of study types: ЭКГ, КРГ, ВелоЭМ, ФВД, Монитор ЭКГ, РВГ, РЗГ, ТГР, ИРГТ, РГГ, РОГ, РЛА, РПГ, РЕО1, РЕО2, ФКГ, Монитор АД, Монитор ЭКГ+АД. The 'ИРГТ' type is selected. The main area contains fields for 'Дата' (03.02.2009), 'Направлен' (ПМЭ ТПУ), '№' (21), 'Исследование провел' (Аристов Александр Александрович), 'Первичный' (dropdown), 'Анализ выполнил' (Аристов Александр Александрович), and 'Примечание'.
- ВАЛЕНТА (Valenta):** On the right side, there are buttons for 'Очистить' (Clear), 'Запись' (Record), and 'Выход' (Exit). There are also input fields for 'Рост' (182), 'Вес' (69), and 'Арт. давление' (120 / 70).

Рис. 2.5. Диалоговое окно «Новое исследование»

- В диалоговом окне **Новое исследование** отредактируйте (если пациент есть в базе данных) или заполните паспортные данные для нового пациента (См. приложение А.3.2.2).
- В поле **Исследование** выберите проводимое Вами исследование – **ИРГТ** (интегральная реограмма по Тищенко).
- Заполните остальные поля регистрации исследования.
- Нажмите кнопку **Запись** для вызова окна записи (рис. 2.6).

В панели **Содержание записи** (рис. 2.7) установите необходимые параметры записи.

- С помощью кнопки переключателя **Количество сегментов** выберите количество сегментов – **1**. При интегральной реографии исследуется только один сегмент – все тело.
- Выберите кнопкой переключателя **Частота тока** частоту 50 кГц.

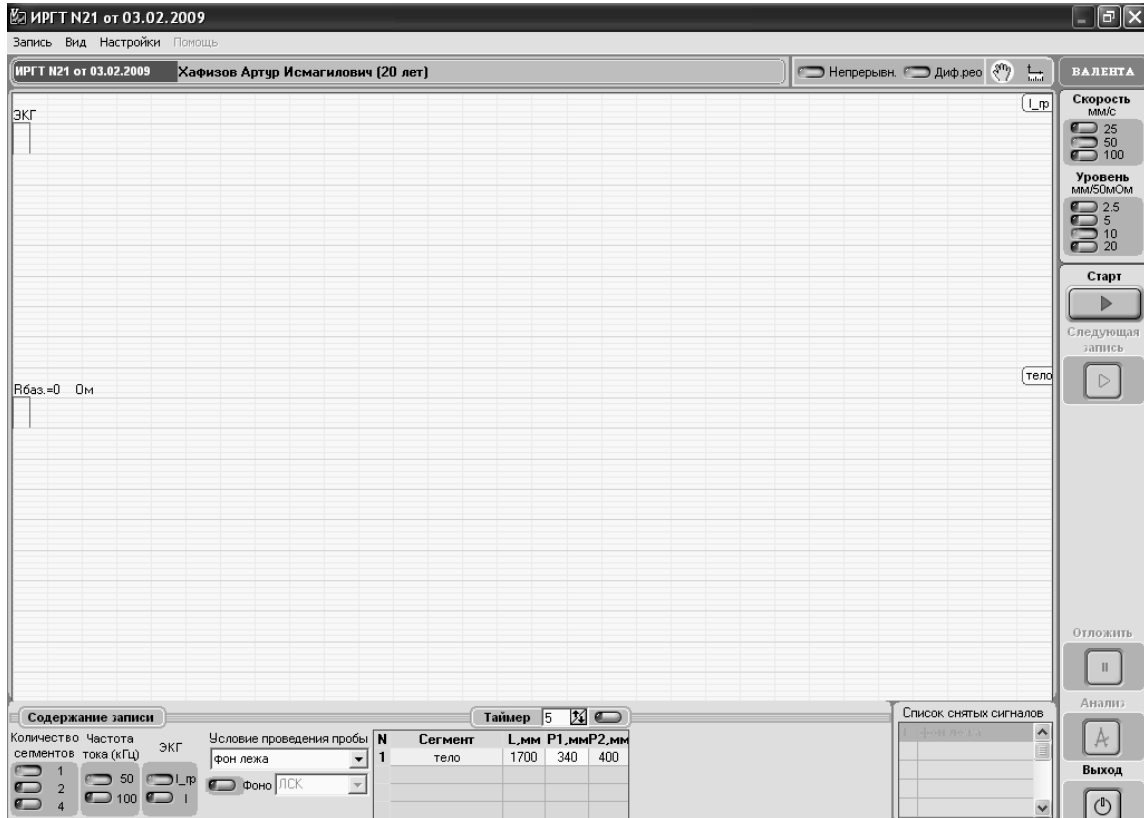


Рис. 2.6. Вид окна записи сигналов методики реографии

- Откройте список **Условия проведения пробы** и укажите проводимую на данный момент пробу (фон лежа, физическая нагрузка,.....).
- Выключите режим отображения ФКГ. Нажмите кнопку выключателя **ФКГ**. Должна отсутствовать подсветка индикатора.
- Выключите режим **таймера**. Подсветка индикатора рядом с полем времени должна отсутствовать.
- В таблице настройки параметров введите значения длин и периметров сегментов с целью расчета объемов исследуемых сегментов.

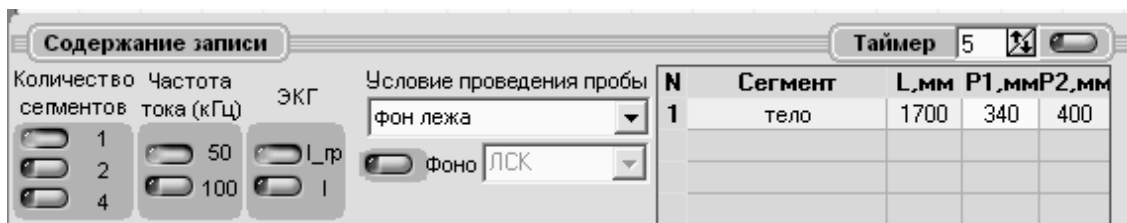


Рис. 2.7. Панель «Содержание записи»

Для выбора сегмента подведите мышку к нужной строке таблицы и в ячейке **Сегмент** выполните щелчок левой кнопкой мыши. Ячейка с

наименованием сегмента активизируется (появится указатель списка выбора значения), откройте список и укажите нужное значение. Повторите, при необходимости, вышеуказанные действия для изменения значений других сегментов. Для каждого выбранного сегмента вводятся значения длины (L) и периметров (P1 и P2) в миллиметрах.

### 3.3. Запись реограммы

*Перед записью реограммы должны быть выполнены все выше описанные действия: подготовка прибора, наложение электродов и инструктаж пациента, запуск и настройка программного обеспечения по выбранной методике, введены данные пациента и необходимые параметры записи.*

Предупредить испытуемого о необходимости лежать спокойно и расслабленно, дышать естественно без форсирования дыхания.

*Первая запись при исследовании является фоновой – реограмма, снятая с пациента в состоянии покоя в положении лежа.*

- Выберите **фон лежа** в списке **Условия проведения пробы**.
- Перейдите в режим непрерывной записи. Режим включается нажатием кнопки переключателя **Непрерывно** и подсвечивается индикатором.

Данный режим используется при мониторинге записываемого сигнала для оценки качества сигнала и принятия решения, если качество неудовлетворительное.

- Начало записи производится кнопкой **Старт**. Программа продолжает запись сигнала до нажатия кнопки **Стоп**.

Обратите внимание на величину базового сопротивления (Rб), указанную в начале графика реограмм. Базовое сопротивление – один из основных ориентиров для проверки правильности наложения электродов. Допустимые пределы значений базового сопротивления для **ИРГТ** составляют 170...400 Ом.

Если базовое сопротивление значительно отличается от допустимых величин, следует остановить запись кнопкой **Стоп**, проверить качество наложения электродов, контакты в соединении кабеля отведений с электродами. При необходимости протереть кожу под электродом спиртом и смазать токопроводящим гелем и заново начать запись кнопкой **Старт**.

Вы можете изменить вид кривых ЭКГ и реограмм для более удобного просмотра.

- Для изменения развертки кривой по горизонтали нажмите нужную кнопку переключателя **Скорость (25, 50, 100 мм/с)**.

- Для переключения масштаба по вертикали нажмите нужную кнопку переключателя **Уровень (5, 10, 20 мм/мВ)**.

Если на качество записи влияет дыхательная волна, можно провести запись, предложив пациенту задержать дыхание (лучше на выдохе).

- Если качество отображаемого реографического сигнала и сигнала ЭКГ Вас устраивает, остановите запись кнопкой **Стоп**. В памяти компьютера зафиксирован последний экран, на котором Вы остановили запись и автоматически будут обчислены первые 5 РЕО-волн.

После каждой успешно проведенной пробы результаты записываются в базу данных и в списке появляется новая строка с указанием успешно проведенной пробы.

*Вторая запись* – после физической нагрузки.

- Для перехода к следующей пробе (после физической нагрузки) нажмите кнопку **Следующая запись**. При этом запускается регистрация сигнала очередной пробы соответственно списку **Условие проведения пробы**.
- В списке **Условие проведения пробы** выберите **пр. с физ. нагр.** (проба с физической нагрузкой).
- Испытуемый (с наложенными электродами) в активном темпе выполняет 25...30 приседаний (до утомления), переходит в клиноположение и сразу же производят запись реограммы.

Запись реограммы после физической нагрузки осложняется значительным смещением изолинии связанным с дыханием. Поэтому качество записи будет выше, если испытуемый задержит дыхание.

*Третья запись* реограммы производится после 3 – 4 минутного периода отдыха.

Сделав все записи (фоновую, функциональные пробы, и через 3 минуты после проведенных проб), обязательно выйдите в экран «Журнал исследований», чтобы убедиться, что исследование попало в базу данных. Только после этого приступайте к анализу полученных кривых.

- По окончании процесса записи сигналов нажмите кнопку **Анализ** для вызова программы анализа записанной реограммы. При этом система автоматически сохранит записанный сигнал в базе данных.

Если вы нажмете кнопку **Выход**, система предложит Вам сохранить зарегистрированные данные. Для сохранения сигнала в базе данных нажмите кнопку **Да**. Для отказа от сохранения сигнала нажмите кнопку **Нет**.

### 3.4. Анализ сигналов

В окне анализа сигналов (Закладка **Реограмма**) на панели отображения графиков могут быть представлены различные наборы кривых, необходимых для анализа. При этом сигнал ЭКГ (I отведение) отображается всегда (рис. 2.8).

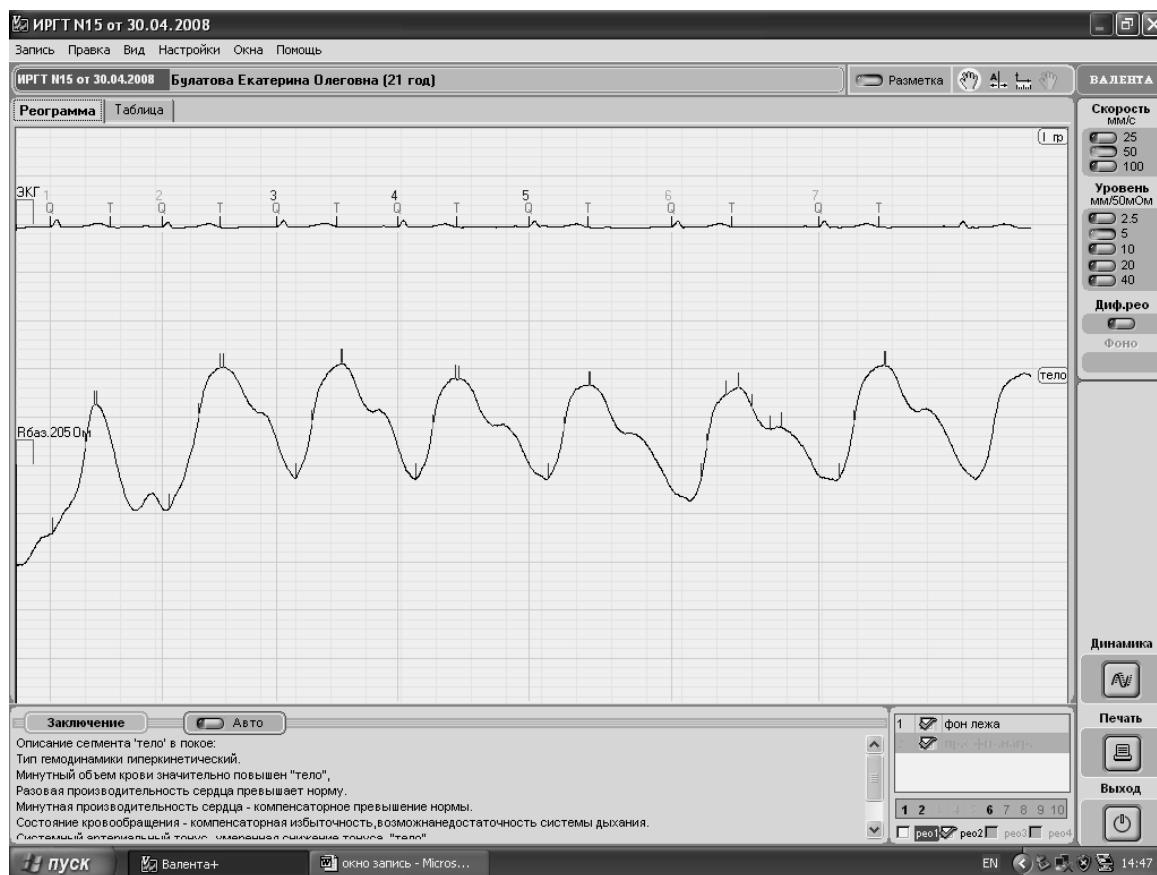


Рис. 2.8. Вид окна анализа реографических сигналов

Переключение между пробами реографического исследования производится с помощью таблицы **Список снятых сигналов** (рис. 2.9).

Для вывода кривых, соответствующих отснятой пробе, выполните щелчок мышкой на нужной позиции списка.

1	<input checked="" type="checkbox"/>	фон лежа	▲
2	<input type="checkbox"/>	антиортост-кая	■
3	<input type="checkbox"/>	пр.Стукая	■
4	<input checked="" type="checkbox"/>	пр.с нитрогл.5м	▼

Рис. 2.9. Таблица «Список снятых сигналов»

В процессе анализа Вы можете изменить вид кривых реограмм для более удобного просмотра с помощью переключателей **Скорость** и **Уровень**.

- Нажмите кнопку **Диф.рео** (до появления подсветки) для включения отображения кривой дифференциальной реограммы на панели отображения графиков (рис. 2.10).

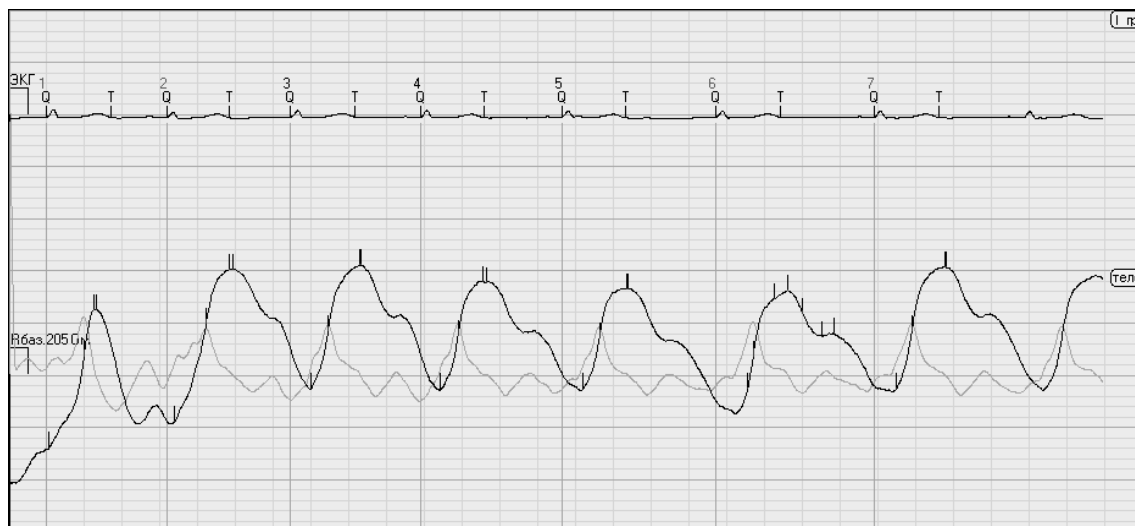


Рис. 2.10. Отображения кривой дифференциальной реограммы

Вы можете включить/исключить вывод на экран различные наборы кривых реограмм.

- Для активизации вывода нужной кривой поставьте флажок напротив соответствующего переключателя **рео 1 – рео 4**.

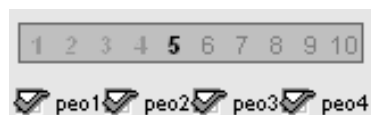


Рис. 2.11. Панель обрабатываемых циклов (вверху). Панель переключателей (рео1 – рео4) видимости реограмм (внизу)

Перед автоматическим анализом проверьте правильность расстановки реперных точек, при необходимости расставьте их так, как Вам кажется правильным. От расстановки реперных точек зависит расчет показателей.

Для расчета параметров будут автоматически выбраны первые пять РЕО-волн, однако можно указать любые пять, которые исследователь посчитает наиболее информативными. Для этого необходимо «выключить» одну или несколько из пяти РЕО-волн (циклов), выбранных системой автоматически, и «включить» нужные РЕО-волны. Расчет пара-



метров можно проводить и по одной РЕО-волне, но не более чем по пяти РЕО-волнам.

Для увеличения/уменьшения количества циклов для автоматической обработки используется линейка **Обрабатываемые циклы** (рис. 2.11).

- Установите те циклы для обработки, которые Вы считаете необходимыми. Включение/исключение цикла из обработки производится путем щелчка левой кнопкой мыши над нужным номером цикла.

На закладке **Таблица** отображаются расчетные показатели реографического исследования для каждого записанного сегмента (рис. 2.12).

Параметры	N	FM левое		FM правое		Норма	OM левое		OM правое		Норма
		Факт.	Оц.	Факт.	Оц.		Факт.	Оц.	Факт.	Оц.	
Частота сердечных сокращений(уд./мин)	1	63		63			63		63		
	2	66		66			66		66		
Реографический индекс(б/р)	1	1.56	N	1.35	N	0.90-1.75	1.07	N	0.68	N	0.6-1.2
	2	1.79	+1	1.51	N		0.97	N	0.80	N	
Время распространения рео. волны(с)	1	0.20	N	0.20	N	0.18-0.20	0.19	N	0.20	N	0.18-0.20
	2	0.21	+1	0.20	N		0.20	N	0.20	N	
Время макс. систол. наполнения сосудов(с)	1	0.13	N	0.23	+1	0.09-0.19	0.13	N	0.08	-1	0.09-0.15
	2	0.12	N	0.10	N		0.12	N	0.08	-1	
Время медленного наполнения(с)	1	0.10	N	0.20	+2	0.08-0.15	0.10	N	0.05	-1	0.07-0.11
	2	0.08	N	0.07	-1		0.09	N	0.06	-1	
Модуль упругости[%]	1	13	N	23	+1	13-19	12	-1	8	-2	13-19
	2	12	-1	10	-1		12	-1	8	-2	
Венозный отток[%]	1	16	N	25	+1	0-20	35	+3	20	N	0-20
	2	17	N	26	+1		20	N	8	N	
Дикротический индекс	1	0.76	+2	0.78	+2	0.5-0.7	0.53	N	0.28	-4	0.5-0.7
	2	0.59	N	0.60	N		0.39	-2	0.10	-4	
Индекс периферического сопротивления	1	2.07	+1	1.98	+1	1.45-1.90	1.76	N	0.65	-4	1.45-1.90
	2	1.57	N	1.45	N		1.23	-2	0.23	-4	

**Заключение**  Авто

----- FM отведение (бассейн сонных артерий) -----  
 -Пульсовое кровенаполнение в норме.  
 -Асимметрия ПК в физиол.допуст.пределах.  
 -Тонус приводящих сосудов не повышен.  
 -Тонус артериол и прекапилляров не повышен слева,резко повышен справа.  
 -Венозный отток сохранен(явления венозного застоя незначит.) слева, незнач.затруднен(явл-я венозного застоя значит. ) справа.

1  фон лежа  
 2  антиортост-кая  
 3  пр.Стукая  
 4  пр.с нитрогл.5м

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

peo1  peo2  peo3  peo4

Рис. 2.12. Вид закладки с таблицей параметров

Таблица математических параметров состоит из столбцов:

- В левом столбце **Параметр** отображаются наименования параметров реографического исследования.
- Второй столбец **N** указывает на номер реографической кривой.
- Остальные столбцы содержат фактические, оценочные и нормативные параметры соответственно указанным отведениям.

### ***Панель подготовки заключения***

Вы можете составить заключение по результатам реографического исследования (см. прил. А 3.2.4). Кнопка **Авто** позволяет просмотреть (сравнить) заключение, подготовленное Вами с автоматическим заключением, сделанным программой.

### **3.5. Печать результатов**

- Нажмите кнопку **Печать** для подготовки документа с результатами указанного исследования.

#### *Настройка режима печати*

- В открывшемся окне **Печать** (рис. 2.13) задайте внешний вид печатаемого документа. Для этого включите в распечатку необходимые разделы реографического исследования, установив флажки:
  - **Заголовок.** Включаются данные, составляющие «шапку» исследования.
  - **Таблица параметров.** Включение в документ таблицы математических параметров. Набор параметров соответствует настройкам Выбор параметров.
  - **Заключение.** Вставка заключения в распечатываемый документ.

Включите в распечатку необходимые кривые:

- Включите переключатель **Сигналы**. При этом активизируется таблица, содержащая сведения о проведенных пробах.
- Поставьте флажок в ячейке ЭКГ для включения в распечатку кривой ЭКГ соответствующей пробы
- Поставьте флажок в ячейке РЕО для включения в распечатку кривой реограммы соответствующего сегмента.

Включите в распечатку кривые дифференциальных реограмм:

- Включите переключатель **ДРГ**. При этом в таблице активизируется столбец, содержащий флажки вставки дифференциальных реограмм.
- Поставьте флажок в ячейке ДРГ для включения в распечатку кривой дифференциальной реограммы соответствующей пробы.

Измените масштаб распечатываемых реограмм:

- Нажмите кнопку переключателя **Скорость**. При этом реограммы примут вид, соответствующий записи на пленке с указанной скоростью.
- Нажмите кнопку переключателя **Амплитуда**. При этом реограммы примут вид, соответствующий записи на пленке с указанной амплитудой.

- При необходимости установите поля отступа от краев листа бумаги. Минимальные значения полей обычно составляют 5-6 мм в зависимости от типа принтера.
- Настроить параметры имеющегося принтера можно с помощью кнопки **Установки**. При этом выводится стандартное диалоговое окно Windows, где возможно изменение настроек того принтера, на котором будет производиться печать.

### Предварительный просмотр результатов печати

Внешний вид распечатываемого документа Вы увидите сразу же на имитации страницы бумажного листа диалога **Печать**. Например, Вы увидите, помещаются ли результаты анализа на одну страницу, или будет использовано две или более страниц для печати. Здесь же отображается информация о документе:

- Лист **n** – номер текущего просматриваемого листа;
- Листов **n** – общее количество распечатываемых листов в документе.
- Нажмите кнопку **Печать** для вывода на принтер всего документа.

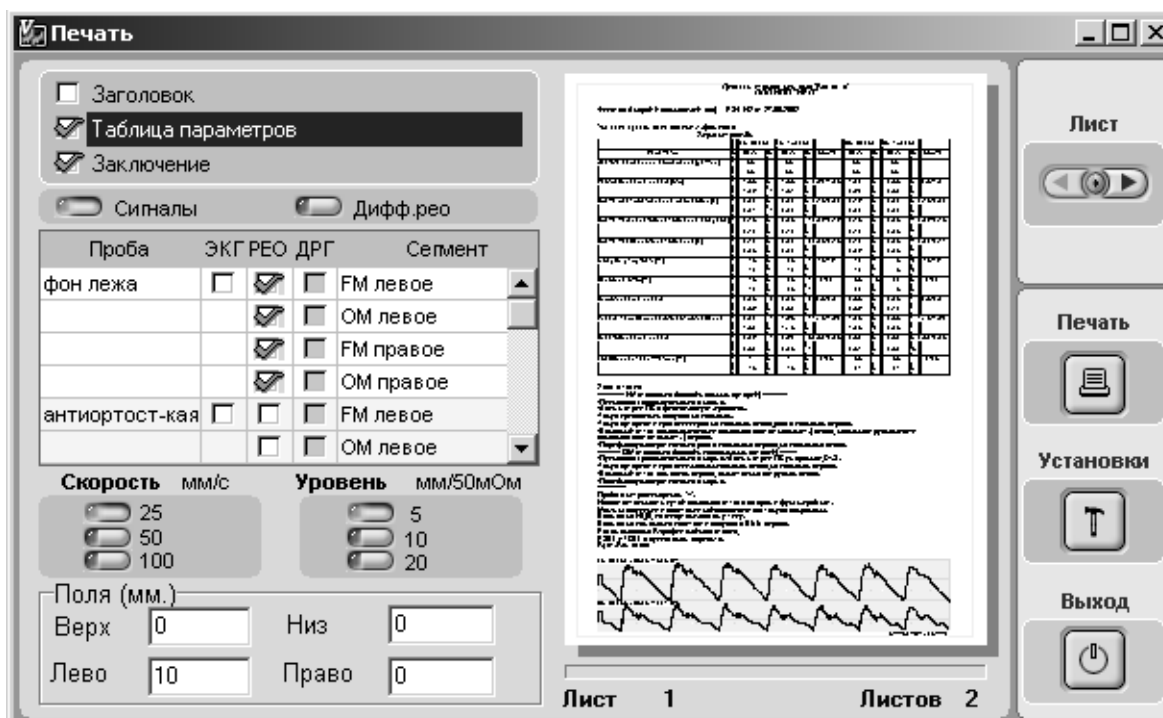


Рис. 2.13. Вид окна «Печать»

#### 4. ВОПРОСЫ К ЗАЩИТЕ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ

1. Принципы электрографических исследований.
2. Пути протекания тока через организм.
3. Принципы реографического метода исследования.
4. Роль и место импедансного метода в медико-биологических исследованиях.
5. Какие заболевания можно диагностировать при помощи метода реографии?
6. Влияние водного баланса на сопротивления биоткани.
7. Составляющие методической погрешности для электрофизиологических исследований.
8. Влияние состава ткани и биопроцессов в ней на ее электропроводность.
9. Импеданс биоткани.
10. Сопротивление биоткани на высоких и низких частотах.
11. Физиологические эффекты при действии на ткани высокочастотным и низкочастотным током.
12. Схема замещения биоткани.
13. Что такое поляризация и какое влияние она оказывает на величину измеренного сопротивления?
14. Поляризация электродов.
15. Способы снятия реограммы.
16. Показатели реограммы. Расчет информативных показателей реограммы.
17. Как частота переменного тока влияет на величину импеданса?
18. Методика расчета ударного объема крови.
19. Базисное сопротивление. Зависимость базисного сопротивления от частоты зондирующего тока, типа ткани и ее функционального состояния.
20. Кривая дисперсии электропроводности.
21. Характеристики зондирующего тока.
22. Структурная схема и принцип работы реографа.
23. Какие могут возникнуть ошибки при записи реограммы?
24. Способы уменьшения помех при регистрации реограммы.
25. Цель записи калибровочного сигнала.
26. Диагностическая значимость двухчастотной импедансометрии.

## **ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 3**

### **ИССЛЕДОВАНИЕ СОСТОЯНИЯ ВЕГЕТАТИВНОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ МЕТОДОМ КАРДИОИНТЕРВАЛОГРАФИИ**

#### **1. ИСХОДНЫЕ ДАННЫЕ К ВЫПОЛНЕНИЮ РАБОТЫ**

##### **1.1. Цель работы**

Освоить метод кардиоинтервалографии, способы обработки и анализа значений длительности кардиоинтервалов.

##### **1.2. Оборудование**

1. Компьютер;
2. Кардиоинтервалометрический модуль ECG-trigger (или микроанализатор, электроника МКА 02 с блоком сопряжения);
3. Кабель отведений;
4. Кабель соединительный.

##### **1.3. Программа работы**

1. Изучить характеристики, устройство и работу хронокардиометрического модуля “ECG-trigger” (п. 3).
2. Освоить работу с комплексом и методику проведения обследования (п.4).
3. Провести обследование “пациента” (п. 4).
4. Проанализировать полученные данные и сделать выводы о состоянии ВНС (п. 2).

##### **1.4. Содержание отчета**

1. Название работы.
2. Цель работы.
3. Приборы и принадлежности.
4. Программа работы.
5. Диагностические распечатки.
6. Выводы по работе. Расшифровка и объяснение полученных данных.

## **2. КРАТКИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ СВЕДЕНИЯ**

### **2.1. Принятые сокращения**

<b>АМо</b>	– амплитуда моды;
<b>ВНС</b>	– вегетативная нервная система;
<b>ВОД</b>	– вегетативное обеспечение деятельности;
<b>ВПр</b>	– вегетативный показатель ритма;
<b>ВР</b>	– вегетативная реактивность;
<b>ВСД</b>	– вегето-сосудистая дистония;
<b>ИВР</b>	– индекс вегетативного равновесия;
<b>ИВТ</b>	– исходный вегетативный тонус;
<b>ИН</b>	– индекс напряжения;
<b>ИН1</b>	– индекс напряжения в на 6-й минуте ортостаза;
<b>ИН2</b>	– индекс напряжения в на 11-й минуте ортостаза;
<b>ИН<sub>к</sub></b>	– индекс напряжения в клино-положении;
<b>ИН<sub>ф</sub></b>	– фоновый индекс напряжения;
<b>КОП</b>	– клино-ортостатическая проба;
<b>Мо</b>	– мода;
<b>НСР</b>	– напряженность сердечного ритма;
<b>ПАПР</b>	– показатель адекватности процессов регуляции;
<b>СВД</b>	– синдром вегетативной дисфункции;
<b>ЭКГ</b>	– электрокардиограмма;
<b><math>\sigma</math></b>	– среднеквадратическое отклонение;
<b><math>\Delta X</math></b>	– вариационный размах.

### **2.2. Контроль параметров сердечного ритма. Вегетативные показатели регуляции ритма сердца**

Ритм сердечных сокращений является наиболее доступным для регистрации физиологическим параметром, отражающим процессы вегетативной регуляции в сердечно-сосудистой системе и организме в целом. Динамические характеристики ритма сердца позволяют оценить выраженность сдвигов симпатической и парасимпатической активности вегетативной нервной системы при изменении состояния пациента. Активность вегетативной регуляции проявляется в изменении хронотропной структуры сердечного ритма. Математические методы анализа обнаруживают вариабельность сердечного ритма – изменчивость значений длительностей кардиоинтервалов (КИ) относительно друг друга. То есть, вариабельность сердечно-

го ритма (ВСР) отражает выраженность колебаний частоты сердечных сокращений (ЧСС) по отношению к ее среднему уровню.

В покое, когда превалирует тонус парасимпатического отдела ВНС, вариабельность сердечного ритма обусловлена, большей частью, вагусным влиянием. При активации симпатического отдела ВНС, происходящей во время стресса, показатели вариабельности сердечного ритма падают. Изменение вариабельности связано с интенсивностью процессов активации отделов ВНС по отношению к сердечно – сосудистой системе и позволяет судить о степени адаптационной реакции организма на то или иное воздействие в целом.

Определение ВСР может проводиться разными способами. В зависимости от анализируемой величины, для изучения ВСР используются методы временного (статистического) и частотного (спектрального) анализа. Наиболее простым является временной анализ. Для его проведения в соответствии со стандартами, вводится параметр NN-интервал (normal – to – normal), который определяется как все интервалы между последовательными комплексами QRS, вызванные деполяризацией синусового узла. Временной анализ проводится статистическими (при изучении ритмокардиограммы) и графическими (для анализа вариационной пульсограммы – гистограммы) методами. Частотные показатели исследуются методом спектрального анализа.

Ритмокардиограмма (РКГ) – вариационный ряд межсистолических интервалов, изображенный в виде отрезков прямой, с общим началом для каждого из них на оси абсцисс. Использование в качестве КИ – RR-интервалов ЭКГ, зарегистрированных в одном из стандартных отведений, позволяет наиболее точно измерить значения длительностей КИ –  $t_{RR}$  (рис. 3.1). По оси ординат отложены значения продолжительности RR – интервалов, по оси абсцисс – порядковые номера интервалов.

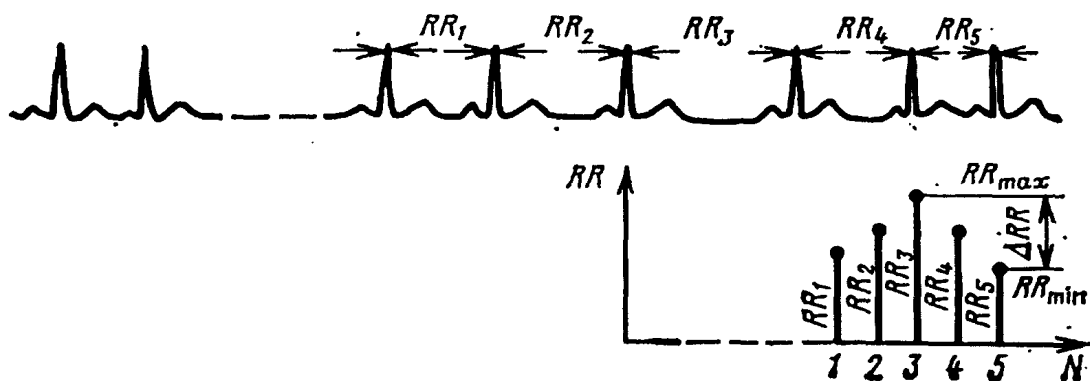


Рис. 3.1. Определение длительности кардиоинтервалов и построение ритмокардиограммы

По РКГ можно построить вариационные ряды и спектры. Кроме того, кардиоинтервалограммы позволяют анализировать переходные процессы, их амплитуды и длительности фаз. При кардиоинтервалографии можно “сжать” информацию путем суммирования определенного числа интервалов. Это позволяет, например, анализировать только медленные составляющие сердечного ритма: в этом случае необходимо суммировать 10...15 интервалов, чтобы устранить дыхательную аритмию. Обычно одновременно изучается не более 300 RR – интервалов.

Статистический анализ значений длительностей КИ позволяет наглядно представить распределения случайного процесса, которым является ритм сердца, в виде ступенчатой функции – гистограммы, которая может отображаться на дисплее монитора и описать его набором вычисляемых статистических параметров и диагностических показателей, отражающих активность ВНС.

Для статистической оценки выбирается определенное число значений, следующих друг за другом КИ, образующих выборку. Объем выборки  $N$  обычно устанавливается в диапазоне 50...250.

Построение гистограммы проводится путем сортировки выборки КИ по их длительности, для этого весь диапазон длительностей КИ разбивается на временные поддиапазоны одинаковой величины  $t_{\Pi}$ . По мере регистрации ЭКГ и измерения длительности КИ подсчитываются количества КИ, попадающие на каждый поддиапазон. Для построения гистограммы в виде ступенчатой функции по горизонтальной оси откладывается длительность КИ, по вертикальной – их количество в соответствующем поддиапазоне.

Для здоровых людей в состоянии покоя регистрируется нормальная гистограмма, близкая по виду к симметричной кривой Гаусса (рис. 3.2).

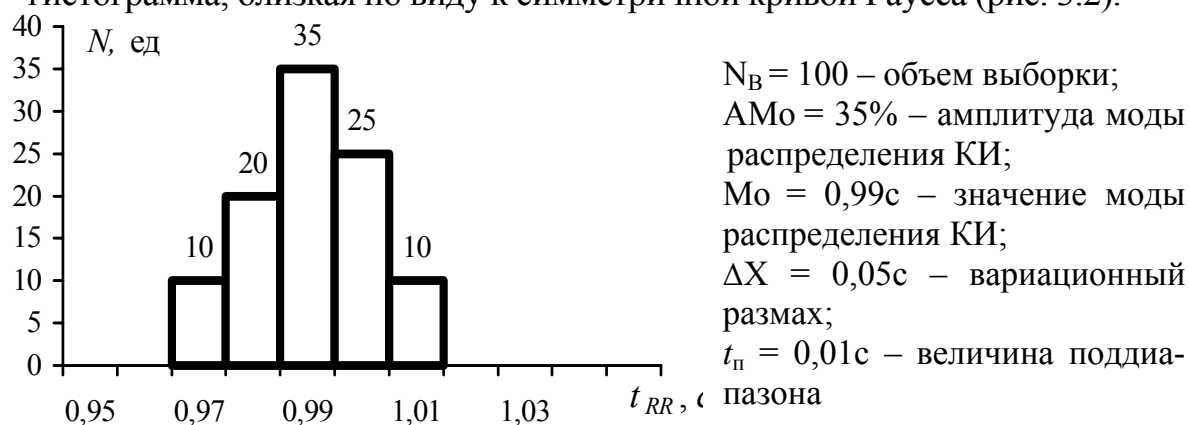


Рис. 3.2. Гистограмма распределения кардиоинтервалов



Распределение длительностей КИ (гистограмму) можно охарактеризовать набором статистических оценок:

$M_0$  – мода распределения – значение длительности КИ наиболее часто встречающееся в выборке КИ; в качестве  $M_0$  часто принимается начальное значение поддиапазона длительности, в котором отмечено наибольшее число КИ, выражается в секундах;

$A M_0$  – амплитуда моды распределения – число КИ, соответствующих поддиапазону моды, выражается в % к объему выборки;

$\Delta X$  – вариационный размах – разность между максимальным и минимальным значением длительности КИ в выборке, выражается в секундах.

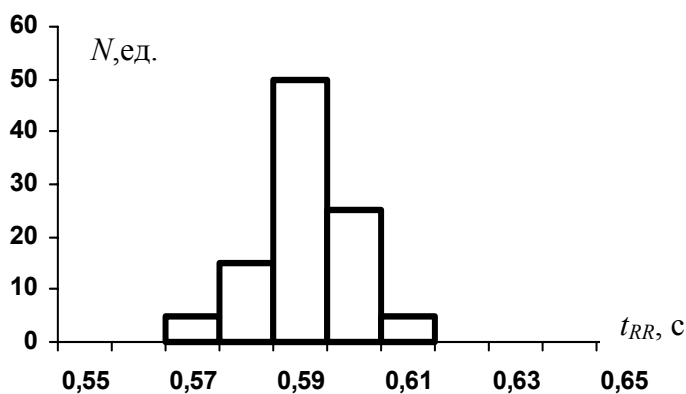
Ассиметричная форма гистограммы указывает на нарушение стационарности процесса регуляции ритма сердца и наблюдается при переходных состояниях. Многовершинная (многомодовая) гистограмма может быть обусловлена наличием несинусового ритма (мерцательная аритмия, экстрасистолия), а также артефактами, возникающими при регистрации ЭКГ. Для описания отклонения формы гистограммы от нормального закона распределения используются статистические оценки – показатель асимметрии ( $A_s$ ) и эксцесса ( $E_x$ ).

При наблюдении гистограммы распределения КИ можно выделить, по крайней мере, три основных состояния регуляторных систем: нормотоническое, симпатотоническое, парасимпатотоническое, которые имеют различные статистические характеристики (рис. 3.3). По экрану дисплея ритмокардиомонитора можно визуально в реальном масштабе времени оценить тип распределения длительностей КИ и тенденции его изменения.

Для диагностической оценки состояния пациента по структуре гистограмм распределения КИ производится расчёт и индикация на экране дисплея таких статистических оценок, как:  $M_0$ ,  $A M_0$ ,  $\Delta X$  или диагностических показателей, характеризующих вариабельность ритма сердца.

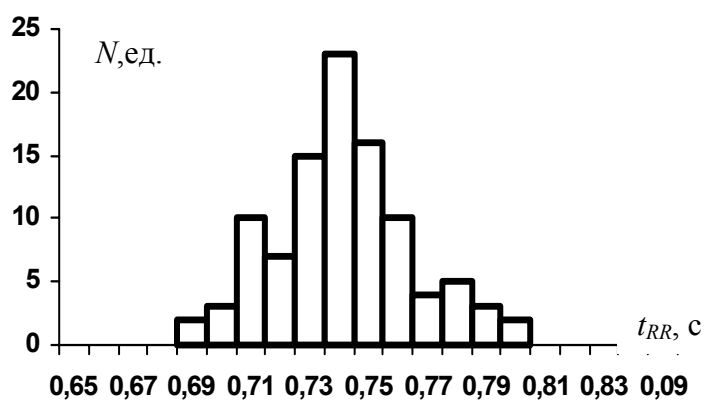
Баевский Р.М. предложил ряд диагностических показателей, являющихся производными статистических оценок распределения КИ:

- индекс вегетативного равновесия **ИВР** =  $A M_0 / \Delta X$ ;
- вегетативный показатель ритма **ВПР** =  $1 / M_0 \Delta X$ ;
- показатель адекватности процессов регуляции **АПР** =  $A M_0 / M_0$ ;
- индекс напряжения регуляторных систем **ИНБ** =  $A M_0 / 2 M_0 \Delta X$ .



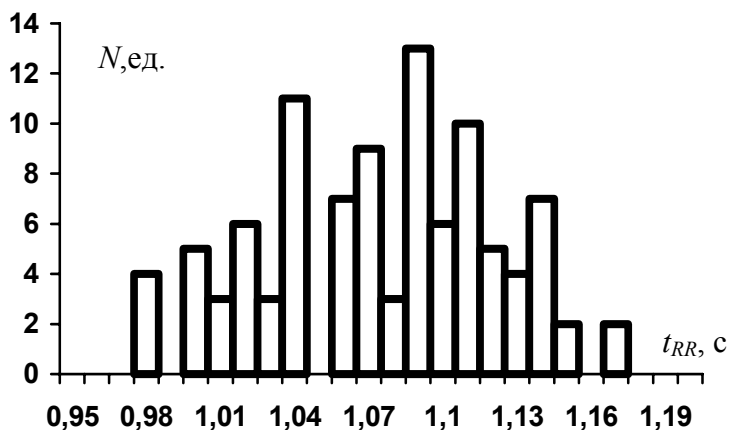
$AMo = 50\%$   
 $\Delta X = 0,05c$   
 $Mo = 0,59c$   
 $CIM = 67$   
 $ПАР = 0$   
 $ИНБ = 847$

**а**



$AMo = 23\%$   
 $\Delta X = 0,12c$   
 $Mo = 0,74c$   
 $CIM = 13$   
 $ПАР = 10$   
 $ИНБ = 129$

**б**



$AMo = 13\%$   
 $\Delta X = 0,2c$   
 $Mo = 1,09c$   
 $CIM = 3$   
 $ПАР = 44$   
 $ИНБ = 30$

**в**

*Рис. 3.3. Типы распределения длительностей КИ:*

- а) симпатотонический тип распределения КИ;*
- б) нормотонический тип распределения КИ;*
- в) парасимпатотонический тип распределения КИ*

Следует отметить, что при использовании индексов Р.М. Баевского участки гистограммы, обусловленные артефактами и экстрасистолами могут существенно искажать действительную картину, поэтому в мониторинговых приборах целесообразно использовать “помехозащищённые” диагностические показатели variability ритма сердца.

К таким показателям относятся показатели, характеризующие баланс регуляции в ВНС – индексы активности симпатического (СИМ) и парасимпатического (ПАР) отделов ВНС.

Индекс активности симпатического отдела ВНС вычисляется по формуле:  $СИМ = 4AMo / N_{20\%}$ , где  $N_{20\%}$ , ед. – число поддиапазонов гистограммы, содержащих количество КИ, превышающих уровень 20% от значения  $AMo$ .

Индекс активности парасимпатического отдела ВНС (ПАР) характеризует степень отклонения зарегистрированного распределения КИ от нормального закона распределения. Чем больше отклонений от нормального распределения, характеризующегося плавным убыванием количества КИ влево и вправо относительно моды распределения, тем сильнее активность вагусного влияния на регуляцию ритма сердца.

### **2.3. Методические материалы к проведению клиноортостатической пробы и ее оценке**

Показатели кардиоинтервалограммы позволяют дать количественную и качественную оценку состояния вегетативного гомеостаза, уровня активности автономного и центрального контуров регуляции сердечного ритма. Характеристика вегетативной регуляции ритма сердца при проведении клино-ортостатической пробы (КОП) позволяет не только осуществлять диагностику СВД и определять характер вегетативной дисрегуляции, но и выявлять бессимптомные формы дисфункции вегетативной нервной системы. На этом основывается донозологическая диагностика, оценка уровня адаптации организма и функциональных резервов.

Среди функциональных проб клино-ортостатическая является одной из самых физиологичных, применимой в любом возрасте у здоровых и больных. КОП может быть активной (пациент сам переходит из клиноположения в ортоположение) и пассивной. При пассивной пробе пациента в ортоположение переводят с помощью поворотного стола, либо подъема головного конца кушетки на 30...45 градусов. Такая пассивная проба может быть использована у новорожденных, детей раннего возраста, больных любой степени тяжести.

Нормальная реакция на изменение положения тела – умеренная симпатикотоническая (нормотоническая), т.е. умеренное повышение активности симпато-адреналовой системы (уменьшение  $Mo$ , увеличение  $AMo$ ) и снижение активности парасимпатического канала регуляции (уменьшение

$\Delta X$ ), в результате чего увеличивается ИН. Пределы увеличения ИН отражены ниже в табл. 3.1 с учетом исходного уровня (фонового).

Считается, что на 4...5 минутах ортостаза показатели гемодинамики, а следовательно, и уровень функционирования регуляторных механизмов, в норме достигают оптимального уровня. Следовательно, по "1-й ортостатической" кардиоинтервалограмме, регистрируемой на 6-й минуте ортостаза, должна наблюдаться нормотоническая реакция.

При стабильности регуляторных механизмов у здоровых лиц достигнутый оптимум функционирования должен сохраняться с небольшими колебаниями в пределах нормотонической реакции в течение всей ортостатической пробы, т.е. показатели "2-й ортостатической" кардиоинтервалограммы, регистрируемые на 11-й минуте ортостаза, также не должны выходить за пределы нормотонической реакции.

Восстановительный период в норме характеризуется нормализацией (восстановлением фоновых) показателей гемодинамики и вегетативной регуляции через 3 – 4 минуты после перехода пациента из орто- в клиноположение. При нарушении вегетативной регуляции может наблюдаться удлинение восстановительного периода, связанного либо с сохраняющейся симпатикотонической реакцией, либо с развитием выраженной вагальной (парасимпатической) реакции (поздняя реакция утомления). Эти изменения свидетельствуют о снижении адаптивных возможностей и функциональных резервов организма.

Такие характеристики кардиоинтервалограмм как ИВР, ПАПР, ВПР позволяют характеризовать преимущественный канал реализации, степень централизации управления синусным ритмом в ответ на изменение положения тела, либо другой стимул и уровень активности автономного контура регуляции ритма сердца.

При нарушении вегетативного гомеостаза реакция на изменение положения тела или другой стимул отличается от описанной выше. При этом могут иметь место различные варианты, связанные со снижением либо чрезмерным увеличением вегетативного реагирования и дисбалансом активности каналов регуляции – гуморальный, нервный (симпатический, парасимпатический). Признаки вегетативной дисрегуляции, выявляемые кардиоинтервалографическим методом в КОП, могут проявляться и клиническими симптомами: головокружением, гипергидрозом, акроцианозом, "мраморностью" кожных покровов, чувством прилива крови к лицу, бледностью, мышечной слабостью и др. В некоторых случаях проведение пробы в полном объеме приходится прекращать и пациента переводить в клиноположение. При отсутствии клинических проявлений реакции на КОП и наличии вегетативной дисрегуляции, констатируемой кардиоинтервалографически, можно думать о доклинической форме синдрома вегетативной дисфункции.

По данным кардиоинтервалографии можно исследовать исходный вегетативный тонус (ИВТ), вегетативную реактивность (ВР), вегетативное

обеспечение деятельности (ВОД) и период восстановления как в отдельности, так и в комплексе при проведении клиноортостатической пробы.

ИСХОДНЫЙ ВЕГЕТАТИВНЫЙ ТОНУС характеризуется ритмологическими показателями в период относительного покоя в горизонтальном положении пациента и оценивается по фоновому индексу напряжения ( $ИН_{\phi}$ ) как ваготония (от 1 до 29 усл.ед.), эйтония (от 30 до 90 усл.ед.), симпатикотония (от 91 до 160 усл.ед.) и гиперсимпатикотония (выше 160 усл.ед.).

ВЕГЕТАТИВНАЯ РЕАКТИВНОСТЬ (ВР) оценивается ритмологическими показателями после перехода пациента в вертикальное положение (активно или пассивно) и характеризуется отношением  $ИН$  в ортостазе ( $ИН$ ) к  $ИН_{\phi}$  как "нормотоническая", "гиперсимпатикотоническая" и "асимпатикотоническая" с учетом закона исходного уровня Уайлдера (Табл. 3.1).

Таблица 3.1

*Оценка вегетативной реактивности в зависимости от ИВТ*

ИВТ по $ИН_{\phi}$	ВР по $ИН/ИН_{\phi}$		
	Асимпатикотоническая	Нормотоническая	Гиперсимпатикотоническая
Ваготония $ИН_{\phi} < 30$ усл.ед.	$<1,1$	1,1...3	$>3$
Эйтония $ИН_{\phi} - 30...60$ усл. ед. $ИН_{\phi} - 61...90$ усл.ед.	$<1$ $<0,9$	1...2,5 0,9...1,8	$>2,5$ $>1,8$
Симпатикотония $ИН_{\phi} - 91...160$ усл.ед.	$<0,7$	0,7...1,5	$>1,5$
Гиперсимпатикотония $ИН_{\phi} > 160$ усл.ед.	$<0,7$	Симпатикотоническая $>0,7$	

ВЕГЕТАТИВНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ (ВОД) исследуется при дальнейшем положении пациента в ортостазе в течение 10 минут (с регистрацией кардиоинтервалограмм на 6-й и 11-й минутах). ВОД оценивается как достаточное, избыточное и недостаточное. При этом определялась вегетативная реактивность, по табл. 3.1. По отношению  $ИН$  на 6-й минуте ортостаза к фоновому ( $ИН_1/ИН_{\phi}$ ) и  $ИН$  на 11-й минуте ортостаза к фоновому ( $ИН_2/ИН_{\phi}$ ) определяется тип реакции на ортостатическую нагрузку соответственно по 1-й и 2-й ортостатической кардиоинтервалограмме.

ВОД оценивается следующим образом:

1) "ИЗБЫТОЧНОЕ" – при двух типах реакции на ортостатическую нагрузку:

а) астено-симпатический – асимпатикотоническая на 6-й и гиперсимпатикотоническая реакция на 11-й минутах ортостаза,

б) симпатикотонический:

- нормотоническая на 6-й и гиперсимпатикотоническая на 11-й минутах;
- гиперсимпатикотоническая на 6-й и нормотоническая на 11-й минутах;
- гиперсимпатикотоническая и на 6-й, и на 11-й минутах.

2) "ДОСТАТОЧНОЕ" – умеренный симпатикотонический тип реакции (нормотоническая реакция и на 6-й, и на 11-й минутах ортостаза).

3) "НЕДОСТАТОЧНОЕ" – при трех типах реакции:

а) астено-симпатический – асимпатикотоническая на 6-й и нормотоническая реакция на 11-й минутах;

б) симпато-астенический – гипер- или симпатикотоническая на 6-й и асимпатикотоническая реакция на 11-й минутах;

в) астенический – асимпатикотоническая реакция и на 6-й и на 11-й минутах ортостаза.

При нормотонической реакции на обе ортостатические пробы, ВОД оценивается как "достаточное" с симпатикотонической реакцией.

В остальных случаях, т.е. при асимпатикотонической реакции и в 1-й и во 2-й ортостатических пробах или асимпатикотонической реакции в одной и нормотонической реакции в другой, ВОД оценивается как "недостаточное". При этом классифицируются три типа реакции на ортостатическую нагрузку:

а) астено-симпатическая – асимпатикотоническая на 6-й и нормотоническая реакция на 11-й минутах ортостаза,

б) симпато-астеническая – нормотоническая на 6-й и асимпатикотоническая реакция на 11-й минутах ортостаза,

в) астеническая – асимпатикотоническая реакция и на 6-й, и на 11-й минутах ортостаза.

В том случае, если по каким-либо причинам снималась лишь 1-я ортостатическая кардиоинтервалограмма (на 6-й минуте), а 2-я не снималась, ВОД оценивается по отношению  $ИН_1/ИН_ф$  следующим образом. При гиперсимпатикотонической реакции – "избыточное", при нормотонической – "достаточное", при асимпатикотонической "недостаточное". При этом не анализируется тип реакции на ортостатическую нагрузку.

Через 4 минуты после перехода в клиноположение оценивается период восстановления по отношению ИН в клиноположении к фоновому ИН (ИН<sub>к</sub>/ИН<sub>ф</sub>) на основании табл. 3.2.

Таблица 3.2

Оценка периода восстановления в зависимости от ИН<sub>ф</sub>

ИН <sub>ф</sub>	Период восстановления по ИН <sub>к</sub> /ИН <sub>ф</sub>		
	Удлинен (реакция утомления)	Нормальный	Удлинен (симпатикотоническая реакция)
<30 усл.ед.	<0,5	0,5...1,2	>1,2>>
30-60 усл. ед.	<0,7	0,7...1,1	>1,1
61-90 усл.ед.	<0,8	0,8...1,1	>1,1
> 90 усл.ед.	<0,9	0,9...1,1	>1,1

### 3. ОПИСАНИЕ КОМПЛЕКСА “ЭКГ–ТРИГГЕР”

#### 3.1. Назначение и область применения

Комплекс предназначен для автоматизированного проведения кардио-интервалографических исследований с применением функциональных проб с целью характеристики вегетативного гомеостаза и вегетативного реагирования у взрослых и детей.

Может быть использован:

- для функциональной диагностики синдрома вегетативной дисфункции (СВД), в частности, вегето-сосудистой дистонии (ВСД);
- для оценки тяжести состояния больных;
- для оценки эффективности проводимой терапии и реабилитационных мероприятий у взрослых и детей в условиях стационара, санатория и поликлиники;
- для донозологической диагностики при массовых обследованиях взрослых и детей;
- для характеристики процессов адаптации организма и его функциональных резервов;
- для исследования индивидуальных биологических ритмов человека.

Время полного цикла кардиоинтервалографического обследования одного пациента от момента запуска программ до выдачи заключения 20 мин.

### 3.2. Устройство и работа комплекса

Конструктивно комплекс состоит из кардиоинтервалометрического модуля "ECG-trigger", посредством жгута подключаемого к интерфейсному модулю, устанавливаемому непосредственно в свободный слот "шины" компьютера. Три электрода, соединенные с модулем "ECG-trigger" кабелем отведений, устанавливаются на груди на область сердца. Модуль "ECG-trigger" выделяет из биопотенциала на трех электродах момент начала формирования систолы желудочков (примерно начало QRS-комплекса ЭКГ) и подает сигнал в компьютер в виде электрического импульса на линию прерываний IRQ. Программа измеряет время между приходом этих импульсов в компьютер и формирует, а затем и обрабатывает массив межсистолических временных интервалов, фактически представляющий собой последовательность кардиоинтервалов или кардиоинтервалограмму.

Включение питания модуля "ECG-trigger" производится нажатием кнопки "POWER", расположенной на передней панели.

Светодиодные индикаторы на передней панели модуля съема биосигналов показывают:

- наличие питания;
- сигнал, соответствующий ритму сердца.

### 3.3. Расчет показателей сердечного ритма в ЭКГ–триггере

Ритмологические характеристики оцениваются при анализе кардиомагистра из 100 последовательных кардиоинтервалов. При этом оцениваются основные показатели, используемые в методике Баевского Р.М., и несколько дополнительных:

**Mo** (мода) – характеризует активность гуморального канала регуляции ритмом сердца;

**$\Delta X$**  – характеризует степень влияния парасимпатического отдела ВНС на сердечный ритм;

**AMo** (амплитуда моды) – отражает степень влияния симпатического отдела ВНС на сердечный ритм;

**ИН** (индекс напряжения) – интегральный показатель уровня функционирования центрального контура регуляции сердечным ритмом;

**ИВР** (индекс вегетативного равновесия) – отражает степень централизации управления сердечным ритмом;

**ПАПР** (показатель адекватности процессов регуляции) – указывает на реализующий путь централизации управления ритмом сердца (нервный или гуморальный);

**$\sigma$**  (среднеквадратическое отклонение "сигма") – определяется как корень из дисперсии и дополнительно характеризует функцию разброса;



**ВПР** (вегетативный показатель ритма) – служит для оценки активности автономного контура регуляции ритма сердца;

**НР** (напряженность сердечного ритма) – определяется отношением  $AMo/\sigma$ , при этом  $AMo$  выражается десятичной дробью. Данный показатель характеризует фазы адаптации (по Селье): тревоги, сопротивления, истощения.

#### **4. МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ К ПРОВЕДЕНИЮ ОБСЛЕДОВАНИЯ**

Ритмологические исследования следует проводить через 1,5 часа после приема пищи и 10...15 минутного отдыха пациента в горизонтальном положении.

Обезжирить спиртом места наложения электродов и, смазав поверхность электродов проводящей пастой, закрепить их ремнями плотно, но не туго. Три грудных электрода для кардиоинтервалографической методики располагать следующим образом: два непомеченных электрода аналогично V6 и V3 грудных отведений ЭКГ и помеченный кольцевой линией – на месте V5 или V4.

Запустить на ПК сервисную программу для проведения исследования. (... \Ecgt\Ecgtmenu.exe )

Для проведения полного обследования необходимо клавишами <стрелка вверх> и <стрелка вниз> подвести маркер выделения темы меню к пункту "Кардиоинтервалография" и нажать клавишу <ENTER>.

Полное обследование включает в себя три основных этапа:

- заполнение паспортной части;
- ввод и обработка кардиоинтервалограммы;
- выдача заключения.

При заполнении паспортной части на экране появляется окно со следующими разделами, индицируемыми в левой части:

"Фамилия И.О.",  
"Клинич. диагноз",  
"Дата",  
"Регистрац. номер",  
"Номер посещения",  
"Возраст (полных лет)",  
"Возраст (месяцев)",  
"Пол"

В правой части окна индицируются значения этих разделов.

Клавишами <стрелка вверх> и <стрелка вниз> можно подвести маркер к любому разделу и отредактировать его.

В исходном положении маркер выделения раздела паспортной части подсвечивает тему "Фамилия И.О.". Нажмите клавишу <ENTER> и справа, напротив названия "Фамилия И.О." появится выделенное поле из 40 символов, в рамках которого возможно редактирование (т.е. ввод или исправление) фамилии. При редактировании можно пользоваться следующими клавишами.

<SHIFT> – при нажатой клавише <SHIFT> вводятся заглавные буквы или переключаются верхний/нижний регистры на верхней цифровой клавиатуре.

<стрелка влево>, <стрелка вправо> – перемещение курсора по тексту соответственно влево и вправо.

<BackSpace> – стирание символа перед курсором.

<Del> – стирание символа на месте курсора.

<ENTER> – окончание редактирования данного раздела паспортной части с запоминанием результата редактирования.

<ESC> – окончание редактирования данного раздела паспортной части без запоминания результата редактирования.

По окончании редактирования раздела "Фамилия И.О." нажмите клавишу <ENTER>, и введенные Вами фамилия и инициалы запомнятся и высветятся на экране. Маркер выделения раздела паспортной части перейдет к следующему разделу.

Все остальные разделы, кроме раздела "Пол" редактируются аналогично.

При редактировании раздела "Пол" выберите клавишами <стрелка влево> или <стрелка вправо> необходимое значение и нажмите <ENTER>.

Окончание заполнения паспортной части осуществляется по нажатию клавиши <ПРОБЕЛ> в момент, когда маркер выделения раздела паспортной части подсвечивает название одного из вышеперечисленных разделов.

Пример заполненной паспортной части:

Фамилия И.О.	Синцов Слава
Клинич.диагноз	первичное обследование
Дата	29 – 10 – 1992
Регистрац.номер	17
Номер посещения	2
Возраст(полных лет)	14
Возраст(месяцев)	2
Пол	муж

Следующим этапом обследования после заполнения паспортной части является кардиоинтервалографическое исследование, включающее пятикратный съём 100 кардиоинтервалов в следующих условиях:

- фоновая кардиоинтервалограмма – 100 кардиоинтервалов, введенных в состоянии покоя;
- клино-ортостатическая кардиоинтервалограмма – 100 кардиоинтервалов, введенных сразу после команды "Встать", т.е. после перевода пациента в ортоположение;
- 1-я ортостатическая кардиоинтервалограмма – 100 кардиоинтервалов, введенных на шестой минуте ортостаза;
- 2-я ортостатическая кардиоинтервалограмма – 100 кардиоинтервалов, введенных на одиннадцатой минуте ортостаза;
- клиноортостатическая кардиоинтервалограмма – 100 кардиоинтервалов, введенных через 4 минуты после команды "Лечь" (перевод пациента в клиноположение).

Таким образом при кардиоинтервалографическом исследовании всё обследование происходит следующим образом.

В положении лёжа на спине снимается фоновая кардиоинтервалограмма. Затем в правом верхнем углу одновременно со звуковым сигналом появляется команда "Встать". Необходимо, чтобы обследуемый встал, и в течение последующих 10 минут с перерывом в 5 минут, т.е. на 6-ой и 11-ой минутах ортостаза, снимаются две ортостатические (1-ая и 2-ая) кардиоинтервалограммы. После съёма 2-ой ортостатической кардиоинтервалограммы в правом верхнем углу экрана одновременно со звуковым сигналом появляется команда "Лечь", по которой обследуемый ложится и по истечении 4 минут снимается клиноортостатическая кардиоинтервалограмма.

Перед каждым вводом кардиоинтервалограммы включается режим индикации, который позволяет визуально контролировать сердечный ритм. После установки сердечного ритма, характерного для данного режима, необходимо нажать клавишу <ПРОБЕЛ> для начала регистрации кардиоинтервалограммы.

Во время ввода кардиоинтервалограмм и в течение временных пауз (2 пятиминутных при вводе ортостатических кардиоинтервалограмм и четырёхминутной перед вводом клиноортостатической кардиоинтервалограммы) можно нажатием клавиши <ESC> прервать процесс и в появившемся в правом нижнем углу экрана меню выбрать одну из следующих возможностей:

- продолжить ввод кардиоинтервалограмм, начиная с прерванного режима ввода;

- продолжить ввод, перейдя к регистрации клиностатической кардиоинтервалограммы;
- прервать ввод с сохранением или без сохранения результатов обработки уже введённых кардиоинтервалограмм.

Если выбран режим “продолжить ввод” после нажатия <ESC> во время ввода кардиоинтервалограмм, то повторяется непосредственно прерванный этап ввода кардиоинтервалограммы. Если же <ESC> нажата во время паузы, то запускается очередной этап ввода кардиоинтервалограммы (пауза игнорируется).

По окончании исследования на принтер выдаются (рис. 3.4):

- паспортная часть;
- в виде таблицы результаты расчёта показателей сердечного ритма во всех вышеперечисленных режимах ввода кардиоинтервалограмм;
- оценка исходного вегетативного тонуса, вегетативной реактивности, вегетативного обеспечения деятельности и периода восстановления в соответствии с методикой, описанной в п. 2.3;
- комментарий врача.

Пункт меню “Этапы работы с системой” позволяет выполнять отдельные элементы полного цикла исследования:

- вновь ввести или отредактировать паспортную часть;
- ввести и обработать кардиоинтервалограммы;
- просмотреть кардиоинтервалограммы и результаты их обработки на экране;
- распечатать на принтере документированное заключение;
- ввести или отредактировать комментарий врача;
- просматривать содержимое архива на жёстком или гибком диске, сохранять биосигналы и результаты их обработки в архиве или восстанавливать из него.

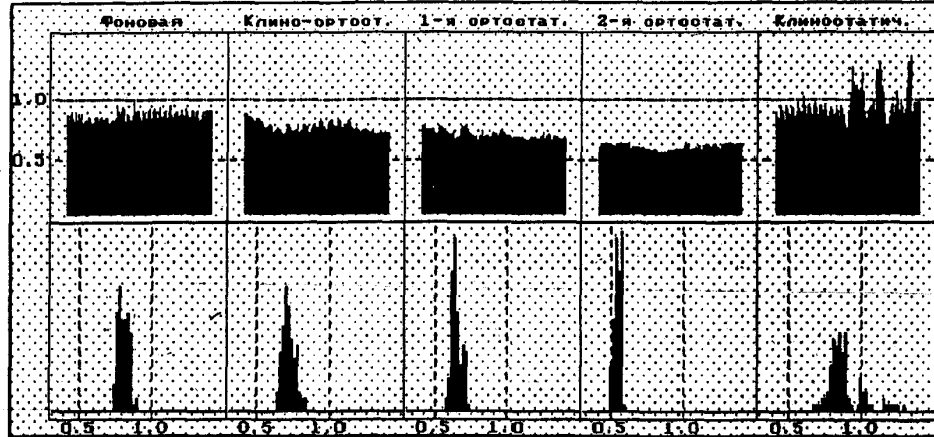
Оля К

Кл.дигноз:

Интерстициальный нефрит

Паспортная часть

Номер: 11      Посещение: 1      Дата: 23-11-93  
 Лет: 12      Месяцев: 0      Пол: ЖЕН



Кардиоинтервалограммы

Гистограммы

Кардиоинтервалограмма	Mo	dX	AM <sub>0</sub>	ИН	ИН/ИН <sub>ф</sub>	RR <sub>ср</sub>	ЧСС	ИВР	ПАПР	СКО	ВПР	НСР
Фоновая	0,77	0,17	19	71		0,80	75	109	25	0,04	7,5	5,1
Клино-ортостатич.	0,69	0,21	19	66	0,92	0,71	85	91	28	0,05	6,9	4,1
1-я ортост.	0,63	0,15	26	137	1,93	0,64	94	172	41	0,04	10,5	7,3
2-я ортост.	0,53	0,10	26	248	3,50	0,54	111	263	49	0,02	19,1	10,8
Клиностаз	0,81	0,62	12	12	0,17	0,89	68	19	15	0,12	2,0	1,0

Показатели ритма сердца

Исходный вегетативны тонус: ЭЙТОНИЯ  
 Вегетативная реактивность: НОРМОТОНИЧЕСКАЯ  
 Вегетативное обеспечение деят-ти: ИЗБЫТОЧНОЕ  
 Тип реакции на ортостатич. нагрузку СИМПАТИКОТОНИЧЕСКИЙ  
 Восстановительный период: УДЛИНЁН (РЕАКЦИЯ УТОМЛЕНИЯ)

Результаты оценки состояния

При переводе в ортоположение – небольшое кратковременное головокружение

Комментарий  
 Место записи заключения врача и подписи

Врач \_\_\_\_\_

Рис. 3.4. Форма выходного документа

## 5. ВОПРОСЫ К ЗАЩИТЕ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ

1. Механизмы регуляции работы сердца.
2. Симпатический и парасимпатические отделы ВНС и их влияние на деятельность сердца, биофизический механизм влияния.
3. Понятие вариабельности сердечного ритма.
4. Причина возникновения ВСР.
5. Ритмограмма. Частотные характеристики ритмограмм.
6. Методы анализа вариабельности сердечного ритма.
7. Метод спектрального анализа ВСР.
8. Статистические характеристики распределения кардиоинтервалов.
9. Какие виды записи ВСР используются, их достоинства и недостатки.
10. Основные виды гистограмм распределения кардиоинтервалов и их объяснение.
11. Физическая и физиологическая интерпретация показателей вариабельности сердечного ритма.
12. Пояснить физический смысл следующих показателей:  $M_0$ ;  $A_{M_0}$ ;  $\Delta X$ ; ИИ; ИВР; ПАПР; ВПР; НСР;  $\sigma$ .
13. Оценка адаптационной реакции организма по показателям ВСР.
14. Диагностическая значимость ВСР.
15. Зависимость показателей ВСР от физиологических состояний организма (сон, возбуждение, стресс, физическая нагрузка и т.д.). Привести примеры гистограмм распределения кардиоинтервалов для различных состояний.
16. Зависимость показателей ВСР от возраста обследуемого.
17. Почему у ребенка ЧСС выше чем у взрослого?
18. Почему ребенок менее приспособлен к физической нагрузке?
19. Показатели ВСР при наличии патологий сердечно-сосудистой и нервной систем.
20. Клиноортостатическая проба. Как сказывается изменение положения тела на работе сердечно-сосудистой системы?
21. Оценка состояния вегетативной нервной системы по показателям ВСР при проведении клиноортостатической пробы. Виды реакции на изменение положения тела.
22. Оценка регуляторных механизмов вегетативной нервной системы.
23. Принцип работы ECG-триггера.
24. Этапы работы с системой.
25. Алгоритм проведения кардиоинтервалографического исследования.
26. Использование интервалографии для лечебно-диагностических систем с биологической обратной связью.

27. По гистограмме, изображённой на рис. 3.5, определить следующие показатели:

- a)  $M_o$ ;      c)  $\Delta X$ ;      e) ВПР;      g) ИНБ;  
b)  $AM_o$ ;      d) ИВР;      f) ПАПР;      h) СИМ.

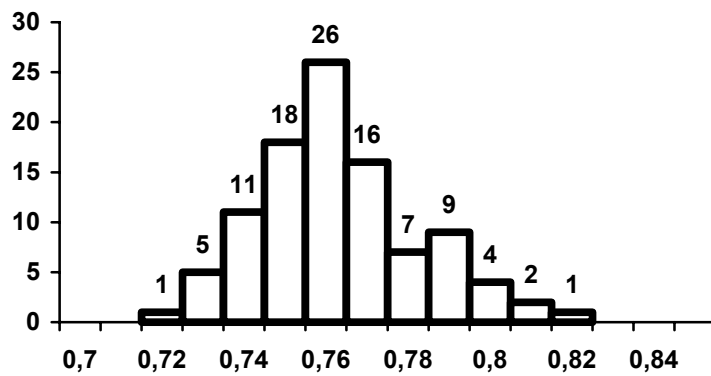


Рис. 3.5. Гистограмма распределения кардиоинтервалов

## **ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №4**

### **ИССЛЕДОВАНИЕ АКУСТИЧЕСКИХ ПРОЯВЛЕНИЙ РАБОТЫ СЕРДЦА И ОЦЕНКА ФАЗОВОЙ СТРУКТУРЫ СЕРДЕЧНОГО ЦИКЛА**

#### **1. ИСХОДНЫЕ ДАННЫЕ К ВЫПОЛНЕНИЮ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ**

##### **1.1. Цель работы**

Ознакомиться с принципом съема и анализа фонокардиограмм, работой аппаратно-программного комплекса “Валента” для проведения поликардиографических исследований; научиться регистрировать фонокардиограмму и проводить ее анализ, а также фазовый анализ сердечного цикла.

##### **1.2. Используемое оборудование**

1. Преобразователь биосигналов (ПБС) (приложение А).
2. Компьютер, с подключенными к нему ПБС и установленным на нем программным обеспечением “Валента” для регистрации фонокардиограммы.
3. Датчик механоэлектрический для съема фонокардиограммы (Ф).
4. Датчик механоэлектрический для съема сфигмограммы (С).
5. ЭКГ электроды для конечностей (ЭЛэкг-к).
6. Разветвитель (КР-01)
7. Ремень эластичный малый (РЭм).
8. Кабель отведений ЭКГ на одно отведение (маркировка – ЭКГ-1).
9. Спирт 70%.
10. Физиологический раствор, или электропроводящий гель.
11. Вата, марля.

##### **1.3. Программа работы**

1. Ознакомиться с принципами регистрации фонокардиограммы (ФКГ) и основными ее характеристиками, а также методами съема и анализа поликардиограмм (п. 2.),.
2. Изучить инструкции к используемым приборам (Приложение А).
3. Подготовить ПБС к работе. Запустить программное обеспечение для проведения фонокардиографических исследований и подготовить пациента для исследования. Наложить кардиографические электроды и звуковые датчики для съема фонокардиограммы и сфигмограммы (п.п. 3.1).



4. Зарегистрировать фонокардиограммы с 5 основных точек аускультации сердца синхронно с ЭКГ (II отведение) и сфигмограммой (п.п. 3.2).
5. Выполнить автоматический анализ ФКГ и распечатать результаты анализа (п.п. 3.3 – 3.4).
6. Самостоятельно по снятым ФКГ измерить амплитудные и временные характеристики фонокардиограмм. Результаты занести в табл. 4.1. Провести анализ ФКГ (сравнение с нормативными показателями). Сделать выводы.

Таблица 4.1

*Параметры снятых ФКГ*

Показатели	Точки аускультации				
	1 точка	2 точка	3 точка	4 точка	5 точка
Амплитуда наибольших осцилляций I тона					
Амплитуда аортального компонента II тона					
Амплитуда легочного компонента II тона					
Соотношение амплитуд аортального и легочного компонентов (А:Р)					
Амплитуда III тона					
Амплитуда IV тона					
Общая длительность I тона					
Длительность начального компонента I тона					
Длительность центрального компонента I тона					
Длительность конечного компонента I тона					
Длительность II тона					
Длительность III тона					
Длительность IV тона					
Продолжительность <i>интервала Q-I тон</i>					
Интервал между аортальным и легочным компонентом					
Интервал между II и III тонами					
Длительность акустической систолы					
Длительность электрической систолы					
Голосистолический шум					
Мезодиастолический шум					
Пресистолический шум					

7. На основе снятых ФКГ, ЭКГ и сфигмограмм (поликардиограммы). Провести фазовый анализ сердечного цикла. Результаты занести в табл. 4.2. Сделать выводы.

*Показатели поликардиограммы*

Показатель	Величина	Показатель	Величина
R-R, с		So, с	
АС, с		Sa	
ИС, с		ПД, с	
T, с		ИНМ, %	
E, с		ВСП %	
Sm, с		МК, ед	

8. Подготовить отчет по работе.
9. Подготовить ответы на контрольные вопросы.

**1.4. Содержание отчета**

1. Название работы.
2. Цель работы.
3. Приборы и принадлежности.
4. Программа работы.
5. Функциональная схема реографа.
6. Распечатка результатов исследования.
7. Анализ фоно- и поликардиограмм (п. 6-7 программы работы).
8. Выводы по проделанной работе.

**2. КРАТКИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ СВЕДЕНИЯ****2.1. Назначение и область применения метода фонокардиографии и поликардиографии**

Фонокардиография (греч. *phōnē* звук + *kardia* сердце + *graphō* писать, изображать) – один из весьма информативных из неинвазивных методов диагностики клапанных пороков сердца, основанный на выявлении и анализе характерных изменений сердечных тонов и сердечных шумов, которые регистрируются при всех видах клапанных пороков и при каждом из них имеют особенности, отражаемые на ФКГ.

Фонокардиография помогает объективизировать клинические признаки гипертензии малого круга кровообращения любой природы. У больных с аускультативно определяемым трех- или четырехчленным ритмом сердечных тонов только фонокардиография позволяет достоверно установить природу составляющих этого ритма.

Фонокардиография имеет ряд преимуществ перед аускультацией. ФКГ позволяет:

- Регистрировать звуковые явления сердца (в частности, уточняет характеристику тонов сердца, позволяет уточнить местоположение тонов в сердечном цикле);
- Количественно выразить звуковые явления (выявлять амплитуду тонов и шумов, а также форму шумов);
- Дать частотную характеристику звуковых явлений;
- Лучше выявлять расщепление тонов (ухо врача способно выделять отдельно 2 компонента, если между ними интервал больше 0,02 с);
- ФКГ, записанная синхронно с ЭКГ и со сфигмограммой сонной артерии, позволяет провести фазовый анализ сердечного цикла и получить информацию о функциональной способности сердечной мышцы;
- Фонокардиографическое исследование является документальным и позволяет осуществлять наблюдение за изменениями звуковых явлений, возникающих при работе сердца больного, в динамике.

Поликардиография – метод исследования сердечной деятельности, направленный на изучение фазовых компонент сердечного цикла. Запись поликардиограммы предусматривает одномоментную регистрацию ЭКГ (обычно во II стандартном отведении), ФКГ над верхушкой сердца (или над 5-й точкой), записанной на среднечастотном диапазоне и каротидной сфигмограммы. Этот метод предложил К. Blumberger в 1942 г. Информация о фазовой структуре систолы левого желудочка может оказать помощь в оценке функционального состояния сердечно-сосудистой системы, в частности, позволяет судить о компенсаторных возможностях аппарата кровообращения. Анализ поликардиограммы базируется на сопоставлении элементов записанных кривых во времени.

## **2.2. Физиологические основы, методические аспекты проведения и анализа результатов исследований**

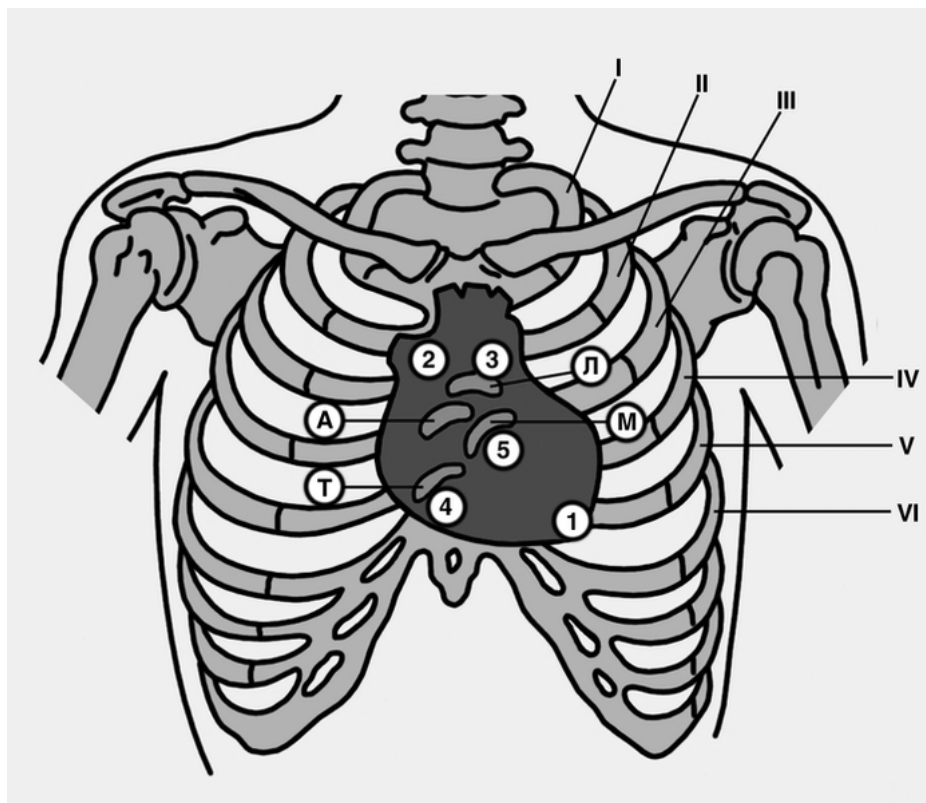
### **2.2.1. Фонокардиография**

Метод фонокардиографии основан на регистрации и анализе звуков, возникающих при сокращении и расслаблении сердца.

Аускультацию и снятие сигналов ФКГ проводят в местах наилучшего выслушивания звуковых феноменов, возникающих в области клапанов, в следующем порядке (рис. 4.1):

- 1-я точка – верхушка сердца, область верхушечного толчка (место выслушивания митрального клапана);
- 2-я точка – второе межреберье справа от грудины (место выслушивания клапана аорты);

- 3-я точка – второе межреберье слева от грудины (место выслушивания клапана легочной артерии);
- 4-я точка – у основания мечевидного отростка справа (место выслушивания трехстворчатого клапана);
- 5-я точка (точка Боткина) – место прикрепления III – IV ребер слева от грудины (место выслушивания аортального и митрального клапанов).



*Рис. 4.1. Схема проекции клапанов сердца на переднюю грудную стенку: А – проекция клапана аорты; Л – проекция клапана легочного ствола; М – проекция митрального клапана; Т – проекция трехстворчатого клапана; и основные точки выслушивания шумов сердца: 1 – верхушка сердца; 2 – IV межреберье у правого края грудины; 3 – II межреберье у левого края грудины; 4 – тело грудины над мечевидным отростком; 5 – точка Боткина–Эрба – IV межреберье слева от грудины. Римскими цифрами обозначены ребра*

Нормальная фонокардиограмма (рис. 4.2) у взрослых в подавляющем большинстве случаев представлена только двумя основными тонами сердца: I тон – систолический; II тон – диастолический. Реже регистрируются непостоянные диастолические III и IV тоны, крайне редко – другие дополнительные тоны.

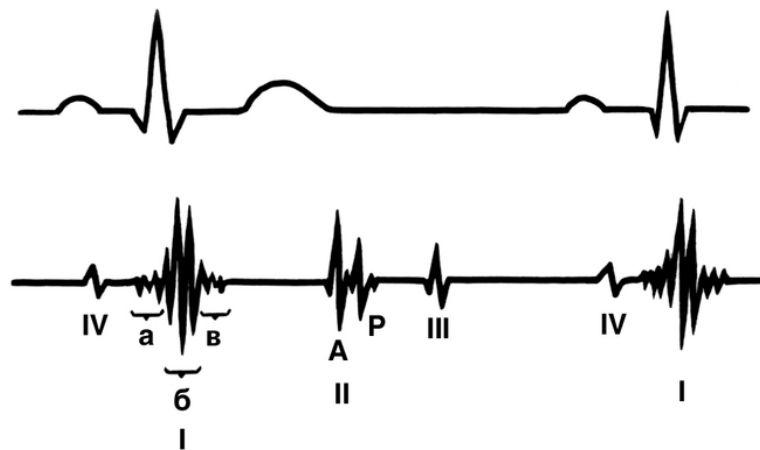


Рис. 4.2. Расположение тонов сердца на фонокардиограмме (внизу), зарегистрированной синхронно с электрокардиограммой (вверху): цифрами I, II, III, IV обозначены, соответственно, первый, второй, третий и четвертый тоны сердца; буквами «а», «б» и «в» – начальная часть, главный сегмент и конечная часть I тона, «А» и «Р» – аортальный и пульмональный компоненты II тона

### Характеристики тонов сердца

**Тонами сердца** называются короткие, отрывистые звуки, слышимые (возникающие) при работе сердца.

**I тон сердца (систолический)** представлен тремя основными группами осцилляций (рис. 4.2): 1) *начальной частью (а)* – низкоамплитудными и низкочастотными звуковыми колебаниями, возникающими в период асинхронного сокращения желудочков (продолжительность 0,02...0,04 с); 2) *центральной частью (б)* или главным сегментом I тона, образованным высокочастотными и высокоамплитудными осцилляциями, обусловленными колебаниями атриовентрикулярных клапанов в фазу изоволюметрического сокращения желудочков (продолжительность 0,05 с); 3) *конечной частью (в)* или сосудистым компонентом I тона в виде небольших по амплитуде колебаний, связанных с вибрацией стенок аорты и легочной артерии в самом начале периода изгнания (продолжительность 0,02...0,04 с).

**II тон сердца (диастолический)** возникает в самом начале диастолы в результате колебаний закрывающихся клапанов аорты и легочной артерии и непродолжительной вибрации стенок этих сосудов.

Выделяют два основных компонента II тона, обычно хорошо различимых на ФКГ (рис. 4.2): 1) *аортальный компонент (А)*, отражающий захлопывание створок аортального клапана и 2) *пульмональный компонент*

(P), связанный с закрытием клапана легочной артерии. Аортальный компонент в норме всегда большей амплитуды, чем пульмональный.

**III тон сердца.** Довольно часто (в 50...90% случаев), особенно у детей, подростков и молодых здоровых людей на низкочастотном канале ФКГ регистрируется дополнительный низкоамплитудный *физиологический III тон* сердца. Он возникает в момент быстрого диастолического наполнения желудочков и обычно отстоит от II тона на 0,15...0,19 с.

**IV тон сердца.** В норме на ФКГ этот дополнительный тон сердца регистрируется значительно реже, чем III тон, преимущественно у детей и подростков. Он представлен несколькими низкоамплитудными и низкочастотными осцилляциями, возникающими в период систолы предсердий (за 0,04...0,05 с до начала I тона).

Звучность тонов зависит от близости расположения клапанов, где возникают звуковые колебания, от проведения этих звуков по току крови и по уплотненной мышце, а также от близости прилегания к грудной стенке.

## **Сердечные шумы**

При аускультации и на фонокардиограммах можно обнаружить **сердечные шумы**, которые отличаются от тонов большей длительностью звучания, менее четким началом и периодом затихания. Сердечные шумы у взрослых в норме обычно не выслушиваются и не регистрируются на ФКГ как в период систолы между I и II тонами (систолический шум), так и в период диастолы (диастолический шум).

Шумы сердца возникают в результате турбулентного движения крови, причиной которого является нарушение нормального соотношения трех гемодинамических параметров: 1) диаметра клапанного отверстия или просвета сосуда; 2) скорости кровотока (линейной или объемной); 3) вязкости крови.

Условия для образования вихревых потоков и сердечных шумов возникают при патологии клапанов и дефектах перегородок сердца, расширении его полостей и участков легочного ствола или аорты (аневризмы), значительном ускорении потока крови при снижении ее вязкости (например, при анемии) или вследствие гиперкинезии сердечных сокращений (например, при тиреотоксикозе). Как и другие истинные шумы, сердечные шумы являются результатом суммации разных по частоте и амплитуде звуковых колебаний, но по преобладанию определенной частоты их в ряде случаев можно условно характеризовать как низко-, средне- или высокочастотные.

Внутрисердечные делят на органические, обусловленные дефектами клапанов или перегородок сердца, и неорганические (функциональные), при которых пороков сердца нет. У взрослых функциональный шум (в норме) практически никогда не бывает диастолическим; функциональный систолический шум обычно характеризуется на ФКГ колебаниями низкой и средней частоты (до 200 Гц) и изменчивостью по амплитуде, продолжительности и форме в разных сердечных циклах.

Органические шумы возникают при наличии анатомических особенностей стенок, отверстий или клапанов сердца. Они возникают при врожденных или приобретенных пороках сердца, воспалении эндокарда и перикарда, поражении миокарда. На рис. 4.3 приведены примеры сердечных шумов возникающих при органических поражениях сердца.

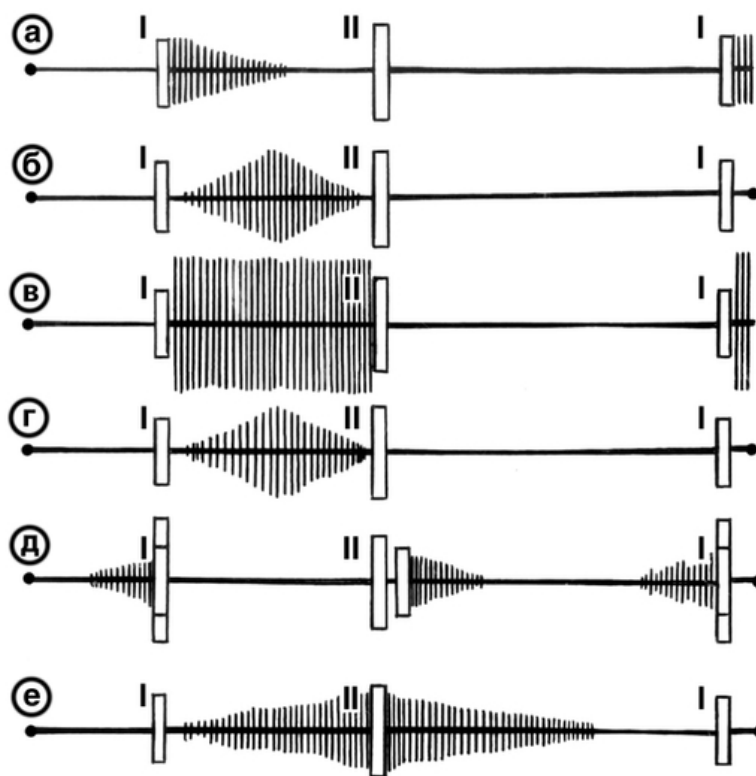


Рис. 4.3 Схема фонокардиографического изображения сердечных шумов (заштрихованные участки) при некоторых пороках сердца в соотношении с I и II сердечными тонами: а – убывающий протосистолический шум при митральной недостаточности; б – ромбовидный мезосистолический шум при аортальном стенозе; в – голосистолический шум при дефекте межжелудочковой перегородки; г – веретенообразный голосистолический шум при стенозе легочного ствола; д – пресистолический (в связи с митральным стенозом) и протодиастолический (в связи с аортальной недостаточностью) шумы; е – систолодиастолический шум при открытом артериальном протоке.

## Технические аспекты регистрации ФКГ

Для фонокардиографии используют специальные приборы – фонокардиографы. Фонокардиограф любого типа состоит из микрофона, электронного усилителя, фильтров частот и регистрирующего устройства. Микрофон преобразует звуковую энергию в электрические сигналы. Он должен обладать максимальной чувствительностью, не вносить искажений в передаваемые сигналы и быть маловосприимчивым к внешним шумам.

Электрический сигнал подается на усилитель, в задачу которого входит не просто усилить все звуки в равной степени, а в большей мере усилить слабые высокочастотные колебания, соответствующие сердечным шумам, и в меньшей мере низкочастотные, соответствующие сердечным тонам. Поэтому весь спектр разбивается на диапазоны низких, средних и высоких частот. В каждом таком диапазоне обеспечивается необходимое усиление. Полную картину звуком сердца получают при анализе ФКГ, полученных в каждом диапазоне частот.

В приборах используются следующие частотные характеристики (каналы) при записи ФКГ:

А – аускультативный	100...400 Гц
Н – низкочастотный	3...70 Гц
С <sub>1</sub> – среднечастотный-1	60...120
С <sub>2</sub> – среднечастотный-2	120...240
В <sub>1</sub> – высокочастотный-1	240...480
В <sub>2</sub> – высокочастотный-2	480...1000

Это позволяет избирательно записывать низкие, средние и высокие частоты звуков. Наибольшая часть звуковой энергии тонов сердца приходится на диапазон от 100 до 200 Гц. Шумы сердца часто дают более высокочастотные колебания.

Выбор каналов с различной частотной характеристикой, зависит от целей исследования сердечных звуков. Наиболее важное значение имеет канал с «аускультативной» характеристикой, обеспечивающий запись основных сердечных звуков. Его частотные характеристики приближаются к характеристикам органа слуха человека, на нем подавляются низкочастотные колебания (до 35 Гц) и подчеркиваются высокочастотные. Все выводы о наличии или отсутствии шумов должны делаться по аускультативному каналу.

На каналах с низкочастотной характеристикой регистрируют III, IV тоны сердца, а I и II тоны на этих каналах регистрируют (и они хорошо видны на фонокардиограмме) в тех случаях, если они закрыты шумом на аускультативном канале. Низкочастотные колебания во время систо-



лы и диастолы при отсутствии осцилляции на аускультативном канале нельзя расценивать как шумы; в этих случаях шум не слышен и при аускультации. На высокочастотном канале хорошо регистрируются высокочастотные компоненты тонов и высокочастотные шумы.

### Анализ ФКГ

Анализ регистрируемых на ФКГ звуковых феноменов проводится по их отношению к периодам систолы или диастолы, амплитуде, частоте, интервалам между ними или между регистрируемыми звуковыми феноменами и зубцами синхронно записанной ЭКГ.

Интенсивность тонов и шумов сердца оценивают по амплитуде соответствующих им осцилляций. При анализе сердечных тонов большое значение имеют также взаимное сравнение их амплитуд и измерение некоторых интервалов.

При записи ФКГ с точек 1, 2 и 3 (см. рис. 4.1) амплитуда наибольших осцилляций I тона сердца в норме колеблется в пределах 10...25 мм, II тона – 6...15 мм (**при усилении 10 мм/мВ**); отношение максимальных амплитуд I и II тонов составляет приблизительно 3:2. В точках 4 и 5 интенсивность I и II тонов может быть равной, а в ряде случаев II тон имеет большую амплитуду, чем I тон.

Диагностическое значение имеет определение продолжительности *интервала Q-I тон*, измеряемого от начала комплекса QRS (зубца Q или R) до первых высокочастотных осцилляций центральной части I тона (рис. 4.2). Он отражает время асинхронного сокращения желудочков. В норме продолжительность интервала Q-I тон не превышает 0,04...0,06 с.

Частота осцилляций I тона лежит в пределах 30...120 Гц, II тона – 70...150 Гц. Общая длительность I тона составляет 0,07...0,15 с, II тона – 0,04...0,12 с.

На фонограмме II тона интервал между аортальным и легочным компонентом у здорового человека обычно не превышает 0,04 с. У молодых людей он может увеличиваться до 0,05...0,06 с, что особенно заметно во время глубокого вдоха. В этом случае на ФКГ можно обнаружить так называемое *физиологическое расщепление II тона*.

Амплитуда осцилляций III тона обычно составляет 2...3 мм. Интервал между II и III тонами на верхушке сердца в норме не превышает 0,15 с (у детей он составляет в среднем 0,13 с). У основания сердца – 0,18 с. IV тон начинается через 0,06...0,12 с после начала зубца R на ЭКГ, он непостоянен по амплитуде (но всегда меньше II тона), представлен обычно одним – двумя низкочастотными колебаниями общей продолжительностью около 0,03 с; интервал между IV и I тонами в среднем составляет 0,06 с.

Длительность акустической систолы (интервал между началами I и II тонов) зависит от частоты сердечных сокращений; в сопоставлении с интервалами Q - T на ЭКГ (электрическая систола) она в норме короче на 0,04...0,05 с, а при нарушениях обмена в миокарде может удлиниться.

Шумы (см. рис. 4.3) характеризуют также по их форме, образуемой кривыми, огибающими максимальные отклонения осцилляций шума от изолинии. Распространены такие обозначения шумов по их форме, как убывающий, ромбовидный, веретенообразный, лентовидный. Шумы могут примыкать к тонам, отделяться от них некоторым интервалом, занимать только середину систолы или всю систолу (голосистолический шум), определяться только в начале диастолы (протодиастолический шум), в ее середине (мезодиастолический шум) или в конце – перед началом систолы (пресистолический шум).

### **2.2.2. Поликардиография**

Для лучшего понимания механизма образования тонов сердца необходимо понимать составляющие **фазовой структуры сердечного цикла**. Детальная характеристика фазовой структуры сердечного цикла производится с помощью **поликардиограммы** (рис. 4.4) путем сопоставления синхронно записанных ЭКГ, ФКГ и сфигмограммы сонной артерии (СФГ).

### **Фазовая структура сердечного цикла. Основные физиологические процессы**

#### **I. Систола предсердий (0,1 с)**

Сокращение предсердий и активное изгнание крови из предсердий в желудочки. В конце этой фазы створки АВ клапанов всплывают и неплотно смыкаются, желудочек вновь готов к очередному сокращению. Во время этой фазы может возникнуть IV тон сердца.

#### **II. Систола желудочков (0,33 с)**

##### **1. Период напряжения желудочков (0,08 с)**

##### **а) фаза асинхронного сокращения (0,05 с)**

От начала комплекса QRS на ЭКГ до первых высокочастотных осцилляций I тона сердца на ФКГ. Электрическое возбуждение быстро распространяется по миокарду желудочков и инициирует асинхронное сокращение отдельных мышечных волокон. Вследствие асинхронного сокращения кардиомиоцитов внутрижелудочковое давление не возрастает, но форма желудочков существенно меняется. В конце этой фазы АВ клапаны неплотно смыкаются, но их напряжение и соответственно колебательных движений не наблюдается.

### **б) фаза изоволюметрического сокращения (0,03 с)**

Быстрое и мощное сокращение миокарда желудочков, в результате чего в условиях полностью закрытых АВ и полулунных клапанов происходит резкое повышение внутрижелудочкового давления. Возникает I тон сердца. Однако движения крови в магистральные сосуды еще нет. Как только давление в желудочках превысит давление в аорте и легочной артерии, откроются полулунные клапаны и кровь начнет поступать в магистральные сосуды. Происходит период изгнания.

### **2. Период изгнания крови (0,25 с)**

От начала крутого подъема сфигмограммы до самой глубокой точки ее инцизуры.

#### **а) фаза быстрого изгнания (0,12 с)**

#### **б) фаза медленного изгнания (0,13 с)**

Суммарно периоды напряжения и изгнания составляют общую или электромеханическую систолу ( $S_0$ ). Механическая систола ( $S_m$ ) представлена временем фазы изоволюметрического сокращения и периода изгнания. Она отражает этап активно поддерживаемого высокого внутрижелудочкового давления.

### **III. Диастола желудочков (0,37 с)**

#### **1. Протодиастолический период (0,04 с)**

Соответствует времени закрытия клапанов аорты и легочной артерии. В результате начавшегося расслабления миокарда желудочков давление в них падает чуть ниже давления в магистральных сосудах, полулунные клапаны закрываются. Возникает II тон сердца.

#### **2. Период изоволюметрического расслабления (0,08 с)**

Продолжается активное расслабление желудочков (объем желудочков не меняется), давление в них падает до уровня давления в предсердиях и открываются АВ клапаны.

В патологии (при митральном стенозе) в это время слышен щелчок открытия митрального клапана.

#### **3. Период наполнения желудочков (0,25 с)**

##### **а) фаза быстрого наполнения (0,08 с)**

Кровь пассивно, под действием градиента давлений поступает из предсердия в желудочки, в течение этой фазы происходит максимальное наполнение желудочков кровью. В конце этой фазы может возникнуть III тон сердца.

##### **б) фаза медленного наполнения (0,17 с)**

В это время этой фазы давление в предсердиях и желудочках выравнивается, и наполнение желудочков замедляется.

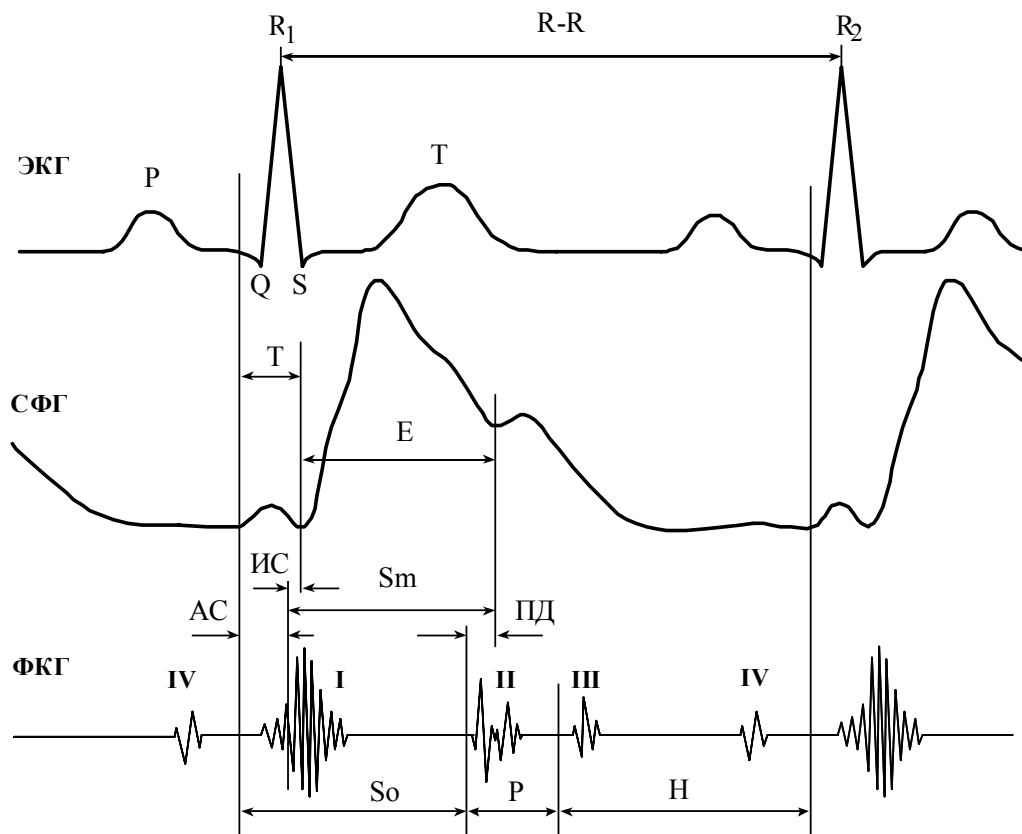


Рис. 4.4. Поликардиограмма: AC – фаза асинхронного сокращения, ИС – фаза изоволюметрического сокращения, T – период напряжения, E – период изгнания, Sm – механическая систола, So – общая) систола, ПД – протодиастолический интервал, RR – длительность сердечного цикла, P – период расслабления желудочков, H – период наполнения желудочков

### Измерения и анализ поликардиограмм

Для оценки продолжительности сердечных фаз и проведения анализа необходимо определить длительность описанных выше интервалов следующим образом:

1. Фаза асинхронного сокращения (AC) – от начала зубца Q ЭКГ до первой большой осцилляции I тона ФКГ (Q – I тон).
2. Фаза изоволюметрического сокращения (ИС) – от начала высокочастотного компонента I тона до начала подъема сфигмограммы сонной артерии.
3. Период напряжения (T) – от начала зубца Q ЭКГ до начала подъема кривой сфигмограммы сонной артерии с вычетом времени запаздывания пульсовой волны от сердца до сонной артерии (II тон – инцизура каротидного пульса).
4. Период изгнания (E) – от начала подъема кривой сфигмограммы сонной артерии до самой глубокой точки ее инцизуры.

5. Механическая систола ( $S_m$ ) – сумма фазы изометрического сокращения и периода изгнания.

6. Общая систола ( $S_o$ ) – сумма времени периодов напряжения и изгнания. Определяется от начала зубца Q ЭКГ до II тона на ФКГ.

7. Протодиастолический интервал (ПД) – от наибольшей осцилляции II тона ФКГ до самой глубокой точки инцизуры на каротидной сфигмограмме.

8. Длительность сердечного цикла (RR) – расстояние между вершинами зубцов R на ЭКГ.

В клинической практике систолой называют период между первым и вторым сердечными тонами (аускультативная систола –  $S_a$ ), диастолой – между вторым и первым сердечными тонами. Продолжительность систолы постоянна, а диастолы – определяется ЧСС: чем больше ЧСС, тем короче диастола.

Помимо указанных показателей, получаемых при непосредственном анализе кривых, определяют еще ряд производных или относительных величин: 1) индекс напряжения миокарда (ИНМ) – отношение времени напряжения к длительности электромеханической систолы в процентах; 2) внутрисистолический показатель (ВСП) – отношение длительности периода изгнания к продолжительности механической систолы в процентах; 3) механический коэффициент Блумбергера (МК) – отношение длительности периода изгнания и длительности периода напряжения; 4) внутрицикловый показатель изгнания (ВЦПИ) – отношение периода изгнания к длительности сердечного цикла в процентах; 5) внутрицикловый показатель напряжения (ВЦПН) – отношение длительности периода напряжения к длительности сердечного цикла (R–R) в процентах.

В табл. 4.4 приводятся показатели поликардиограммы в норме.

Таблица 4.4

Показатели поликардиограммы у здоровых людей

Показатель	Величины	Показатель	Величины
R-R, с	$0,87 \pm 0,036$	ИНМ, %	$25,47 \pm 0,48$
АС, с	$0,054 \pm 0,0008$	$S_m$ , с	$0,291 \pm 0,0022$
ИС, с	$0,034 \pm 0,0005$	$S_o$ , с	$0,345 \pm 0,0025$
T, с	$0,088 \pm 0,0011$	ВСП %	$88,51 \pm 0,22$
E, с	$0,25 \pm 0,0014$	МК, ед	$2,92 \pm 0,045$

Для оценки функционального состояния миокарда левого желудочка по данным фазовой структуры его систолы используют метод сравнения конкретных величин с должноствующими при данной ЧСС. Как правило, при патологии или при нагрузочных пробах у здоровых людей

имеют место одновременные изменения двух и более фаз систолы левого желудочка и/или комплексных показателей.

Карпман предлагает выделять 5 комплексов фазовых сдвигов или фазовых синдромов:

1. Фазовый синдром гиподинамии характеризуется удлинением фазы изоволюмического сокращения, укорочением периода изгнания, а иногда и механической систолы, снижением скорости возрастания внутрижелудочкового давления, уменьшением внутрисистолического показателя и увеличением индекса напряжения миокарда. В клинической практике данный синдром встречается при нарушении сократительной способности миокарда вследствие глубоких его поражений.

2. Фазовый синдром гипердинамии сердца характеризуется укорочением фазы изометрического сокращения, периода изгнания и механической систолы, а также увеличением скорости повышения внутрижелудочкового давления, скорости опорожнения сердца и внутрисистолического показателя. У здоровых людей этот синдром имеет место при повышенной физической или психической нагрузке. В клинической практике он встречается при тахикардии любого генеза.

3. Фазовый синдром нагрузки объемом характеризуется укорочением фазы изоволюмического сокращения, удлинением периода изгнания, ускорением повышения внутрижелудочкового давления и опорожнения сердца, увеличением внутрисистолического показателя. Клинически данный синдром имеет место при брадикардии, при ряде врожденных пороков сердца (дефект межпредсердной перегородки, открытый артериальный проток, дефект межжелудочковой перегородки), при аортальной недостаточности, при полной поперечной блокаде и др.

4. Фазовый синдром нагрузки эластическим сопротивлением или синдром высокого диастолического давления характеризуется удлинением фазы изометрического сокращения и механической систолы, увеличением индекса напряжения миокарда и скорости опорожнения, тенденцией к укорочению периода изгнания, уменьшением внутрисистолического показателя. Данный синдром встречается при высоком АД любого происхождения (гипертоническая болезнь, вторичные гипертонии большого и малого круга кровообращения)

5. Фазовый синдром нагрузки гидравлическим сопротивлением или синдром стеноза выходного тракта желудочка характеризуется укорочением фазы изометрического сокращения, удлинением периода изгнания и механической систолы, увеличением начальной скорости повышения внутрижелудочкового давления, возрастанием внутрисистолического показателя и уменьшением скорости опорожнения желудочков. Синдром этот наблюдается при стенозе аорты и стенозе легочной артерии.

### 3. МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ К ВЫПОЛНЕНИЮ РАБОТЫ

#### 3.1. Подготовка к исследованию

##### *Подготовка пациента, наложение электродов*

Помещение, в котором производят запись ФКГ, должно быть изолировано от шумов. Обычно ФКГ регистрируют после 5-минутного отдыха обследуемого в горизонтальном положении. Температура в помещении должна быть не ниже 18°, так как запись производят с обнажением верхней половины туловища обследуемого, у которого в холодном помещении может появиться мышечная дрожь, создающая помехи. Обследуемый лежит горизонтально на спине с вытянутыми вдоль туловища руками. Положение пациента должно быть удобным и не напряженным. Перед исследованием пациент несколько минут должен спокойно полежать, отдохнуть, чтобы снять эмоциональное или физическое напряжение, сопровождающееся тахикардией.

До фонокардиографии целесообразно провести тщательную аускультацию сердца с выделением наиболее существенных для регистрации звуковых феноменов и определением точек их наилучшего выслушивания на грудной клетке. Микрофон при исследовании устанавливают последовательно в 5 стандартных точках (рис. 4.1).

Появление помех при записи ФКГ, мешающих дальнейшему анализу, в большинстве случаев связано с плохим наложением микрофона на грудную клетку. Микрофон с помощью резинового кольца устанавливается на поверхности грудной клетки и дополнительно фиксируется специальным резиновым бинтом. Лишь в исключительных случаях, например у маленьких детей, микрофон удерживают на грудной клетке рукой. При неплотном прилегании микрофона к грудной клетке и отсутствии герметичности снижается чувствительность к звукам низких частот, начинают записываться помехи, связанные с внешними шумами. Слишком сильное прижатия микрофона к грудной клетке также вызывает изменения на ФКГ, препятствует регистрации звуков высокой частоты снижая амплитуду звуков. При выраженном покрове на грудной клетке пациента перед наложением микрофона во избежание побочных звуков, связанных с трением волос, кожу пациента целесообразно смочить теплой водой. Необходимо избегать трения между одеждой пациента и резиновым ремнем, фиксирующим микрофон, или самим корпусом микрофона, так как при этом возникают искажения на ФКГ.

Для того, чтобы звуки дыхания не накладывались на ФКГ, запись производят при задержанном после выдоха дыхании, для чего подают команды «вдох», «выдох», «задержать дыхание». Иногда для лучшего

выявления шумов сердца приходится регистрировать ФКГ в вертикальном положении пациента или в положении на левом боку, при задержке дыхания на вдохе или вдохе или вообще без задержки дыхания.

Для расчета показателей и расстановки реперных точек необходимо одновременно записать ЭКГ. Для этого накладываются электроды ЭКГ для конечностей и подключается кабель ЭКГ, имеющий 3 конца: красный – правая рука, желтый – левая нога, черный – правая нога.

Для записи сфигмограммы используют датчик, наложенный на сонную артерию. Датчик закрепляют с помощью резиновой ленты.

#### *Подготовка программного обеспечения*

- Запустите программу **Валента** (См. приложение А.3.1).
- Вызовите **Журнал** исследования.
- Выберите пациента из базы данных, если он ранее проходил обследование. (См. приложение А.3.2.1). Если известно, что пациента нет в базе данных, сразу переходите к следующему пункту действий.
- Перейдите в диалоговое окно **Новое исследование** (рис. 4.5).

Новое исследование

Исследование Списки Настройки

Пациент  Автопоиск

Пациент	Возраст	Дата
Хафизов Артур Исмагилович	20	14.11.1988

ВАЛЕНТА

Очистить

Исследование

ЭКГ КРГ ВелЭМ ФВД Монитор ЭКГ РВГ РЭГ ТГР ИРГТ РГТ РОГ РЛА РПГ РЕО1 РЕО2 ФКГ Монитор АД Монитор ЭКГ+АД

ИРГТ

Дата	Направлен
03.02.2009	ПМЭ ТПУ

№	Исследование провел	Анализ выполнил
21	Аристов Александр Александрович	Аристов Александр Александрович

Первичный

Примечание

Дополнительные данные исследования

Рост 182

Вес 69

Арт. давление 120 / 70

Запись

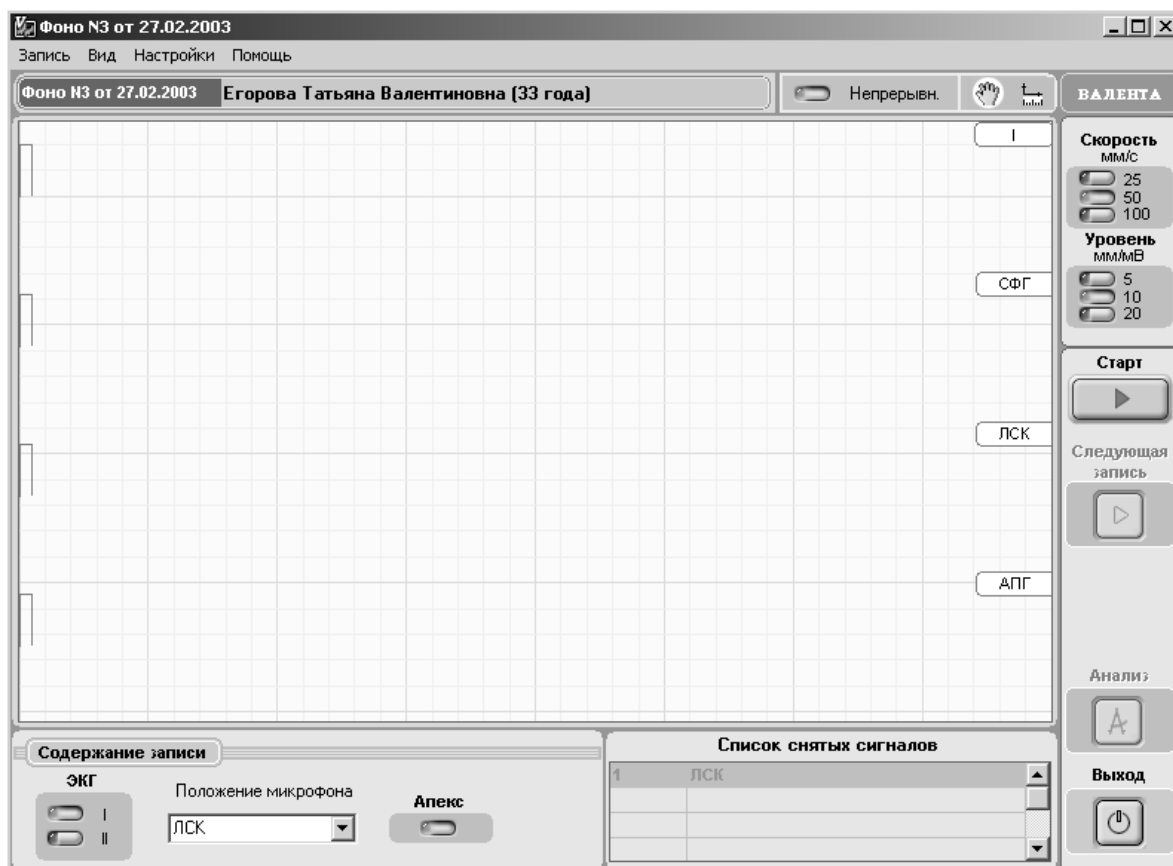
Выход

Рис. 4.5. Диалоговое окно «Новое исследование»



- В диалоговом окне **Новое исследование** отредактируйте (если пациент есть в базе данных) или заполните паспортные данные для нового пациента (См. приложение А.3.2.2).
- В поле **Исследование** выберите проводимое Вами исследование – **ФКГ** (фонокардиография).
- Заполните остальные поля регистрации исследования.
- Нажмите кнопку **Запись** для вызова окна записи (рис. 2.6).

В панели **Содержание записи** (рис. 2.7) установите необходимые параметры записи.



*Рис. 4.6. Вид окна записи сигналов методики фонокардиографии*

В панели **Содержание записи**

- С помощью кнопки переключателя видимости **ЭКГ** отведений выберите второе отведение. Должна подсвечиваться кнопка II.
- Откройте список **Положение микрофона** и выберите точку расположения микрофона, с которой будет регистрироваться сигнал ФКГ.
- Выключите режим снятия апексграммы. Нажмите кнопку переключателя **Апекс**. Должна отсутствовать подсветка индикатора.

- Предварительно установите **Скорость** развертки сигнала – 50 мм/с и **Уровень** отображения амплитуды сигнала – 10 мм/мВ.

В области отображения сигналов при записи будут выводиться:

- сигнал ЭКГ
- кривая СФГ
- кривая ФКГ, соответствующая положению микрофона
- кривая АПГ, если включен режим записи апексграммы.

В списке снятых сигналов отображаются список фонокардиограмм, записанных в текущем сеансе исследования.

### 3.2. Запись фонокардиограммы

*Перед записью ФКГ должны быть выполнены все выше описанные действия: подготовка прибора, наложение микрофона, датчика сфигмограммы и инструктаж пациента, запуск и настройка программного обеспечения по выбранной методике, введены данные пациента и необходимые параметры записи.*

Предупредить испытуемого о необходимости лежать спокойно и расслабленно, дышать естественно без форсирования дыхания.

- Перейдите в режим непрерывной записи. Режим включается нажатием кнопки переключателя **Непрерывно** и подсвечивается индикатором.

Режим **непрерывной записи** используется при мониторинге записываемой ФКГ для оценки качества сигнала и принятия решения, если качество неудовлетворительное. Критерием качественной записи ФКГ является отсутствие колебаний (прямая линия) на аускультативном канале (изоакустическая линия) в период отсутствия звуков сердца.

*Обследуемому предлагают сделать очередной обычной глубины выдох и задержать дыхание.*

- Начало записи производится кнопкой **Старт**. Программа продолжает запись сигнала до нажатия кнопки **Стоп**.

Вы можете изменить вид кривых ЭКГ и ФКГ для более удобного просмотра.

- Для изменения развертки кривой по горизонтали нажмите нужную кнопку переключателя **Скорость (25, 50, 100 мм/с)**.
- Для переключения масштаба по вертикали нажмите нужную кнопку переключателя **Уровень (5, 10, 20 мм/мВ)**.

В сигнале ЭКГ, снимаемом синхронно с ФКГ, должны быть четко выражены основные зубцы. При необходимости измените положение электродов ЭКГ на I отведение.

В случае смены отведения, выберите соответствующий выключатель ЭКГ отведения в панели **Содержание записи**.

- Вновь кнопкой **Старт** запустите просмотр сигналов.
- Если качество отображаемого ФКГ сигнала и сигнала ЭКГ Вас устраивает, остановите запись кнопкой **Стоп**.
- Нажатием кнопки переключателя **Непрерывно** перейдите в режим **прерывистой записи** (подсветка кнопки должна исчезнуть). Данный режим используется в качестве основного при записи ФКГ сигнала. При этом система автоматически записывает 8-х секундный интервал ФКГ, который затем будет сохранен в базе данных.

После каждой успешно проведенной пробы результаты записываются в базу данных и в списке появляется новая строка с указанием успешно проведенной записи.

### **Переход к очередной записи**

Для перехода к записи очередного сигнала ФКГ (с другой точки аускультации) нажмите кнопку **Следующая запись**.

- Откройте в списке **Точки ФКГ** строку со следующей выбранной точкой положение микрофона.
- Измените положение микрофона согласно выбранной точке.

Повторите просмотр и запись очередного сигнала.

- По окончании процесса записи сигналов нажмите кнопку **Анализ** для вызова программы анализа записанной ФКГ. При этом система автоматически сохранит записанный сигнал в базе данных.

Если вы нажмете кнопку **Выход**, система предложит Вам сохранить зарегистрированные данные. Для сохранения сигнала в базе данных нажмите кнопку **Да**. Для отказа от сохранения сигнала нажмите кнопку **Нет**.

### **3.3. Анализ сигналов**

В окне анализа сигналов (Закладка **Основная**) на панели отображения графиков могут быть представлены различные наборы кривых (ЭКГ, СФГ, ФКГ и АПГ), необходимых для анализа. При этом сигнал ЭКГ (II отведение) отображается всегда (рис. 4.7).

Закладка **Фильтры** отображает ЭКГ-кривую и сигнал ФКГ, отфильтрованный по Маасу-Веберу.

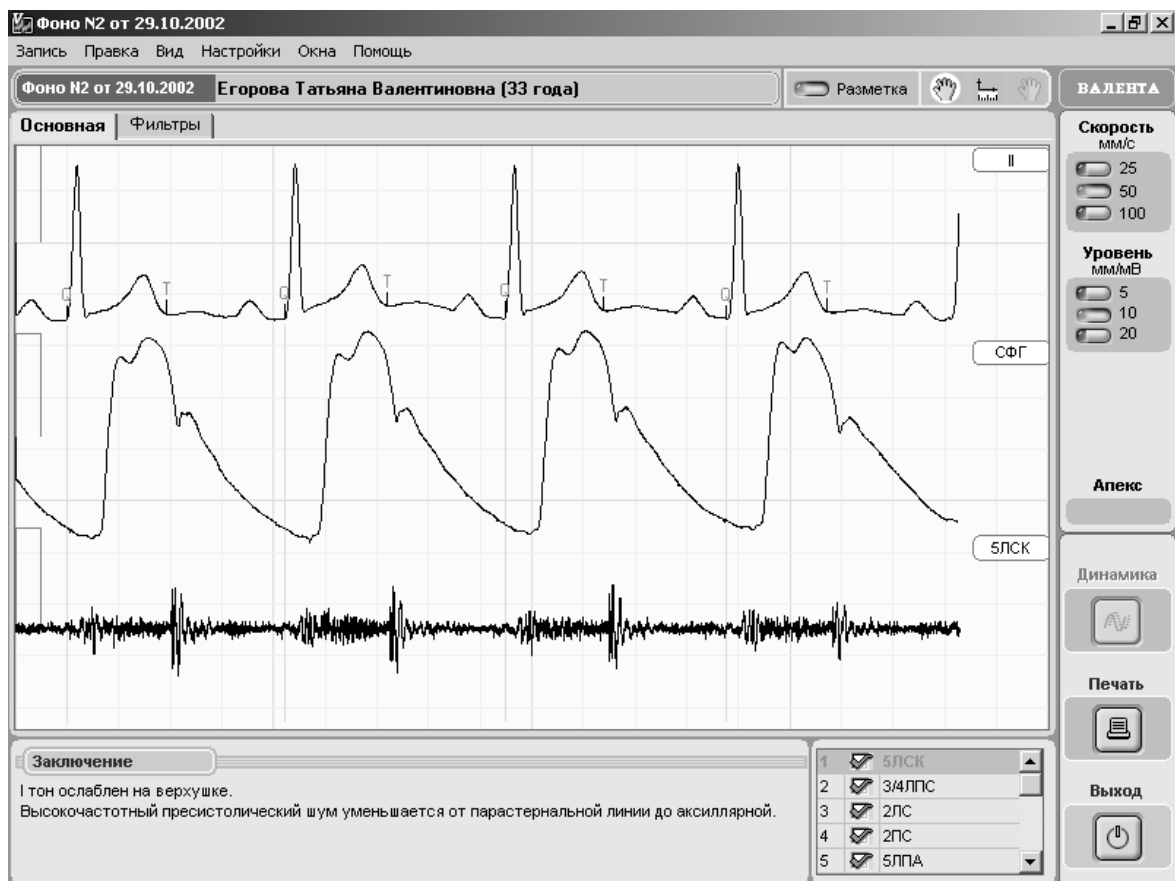


Рис. 4.7. Общий вид окна анализа фонокардиограммы. Активна закладка «Основная»

Переключение между пробами ФКГ исследования производится с помощью таблицы **Список снятых сигналов** (рис. 4.8).

Для отображения нужной ФКГ выберите соответствующую позицию в списке снятых сигналов.

1	<input checked="" type="checkbox"/>	5ЛСК
2	<input checked="" type="checkbox"/>	3/4ЛПС
3	<input checked="" type="checkbox"/>	2ЛС
4	<input checked="" type="checkbox"/>	2ПС
5	<input checked="" type="checkbox"/>	5ЛПА

Рис. 4.8. Таблица «Список снятых сигналов»

На закладке **Фильтры** (рис. 4.9) отображается сигнал ФКГ, отфильтрованный по Маасу-Веберу.

Отображаются кривые ФКГ с фильтрацией сигнала в низкочастотной области (Н) полоса пропускания до Гц, в Среднечастотном диапазоне (С1, С2) и высокочастотном диапазоне (В1, В2)



Рис. 4.9. Общий вид окна анализа фонокардиограммы с активной закладкой «Фильтры»

### **Панель подготовки заключения**

Программа автоматически выдает заключение.

Вы можете составить собственное заключение по результатам исследования. Для составления собственного заключения по результатам анализа кривых фонокардиограмм установите курсор мыши в область текста заключения и откорректируйте или полностью замените содержимое для формирования собственного варианта заключения.

Если в течение сеанса работы в заключение были внесены коррективы, по нажатию кнопки **Выход** система попросит подтвердить сохранение изменений в базе данных:

- Для подтверждения изменений нажмите – **Да**.
- Для отказа от изменений нажмите – **Нет**.
- Для продолжения редактирования заключения нажмите – **Отменить**.

### 3.4. Печать результатов

- Нажмите кнопку **Печать** для подготовки документа с результатами указанного исследования.

#### *Настройка режима печати*

- В открывшемся окне **Печать** (рис. 4.10) задайте внешний вид печатаемого документа. Для этого включите в распечатку необходимые разделы ФКГ исследования, установив флажки:
  - **Заголовок.** Включаются данные, составляющие «шапку» исследования.
  - **Заключение.** Вставка врачебного заключения в распечатываемый документ.

Включите в распечатку необходимые кривые:

Включите переключатель **Сигналы**. При этом активизируется таблица, содержащая позиции согласно точкам съема ФКГ.

- Поставьте флажок в ячейке ЭКГ для включения в распечатку кривой ЭКГ соответствующей пробы
- Поставьте флажок в ячейке СФГ для включения в распечатку кривой сфигмограммы.

При необходимости включите в распечатку сигналы, фильтрованные по Маасу-Веберу:

- Включите переключатель **Фильтры**. При этом в таблице активизируются ячейки соответственно частотам фильтрации. При этом, столбцы соответствуют частотам; строки соответствуют снятым сигналам.
- Поставьте флажок в нужной ячейке для включения в распечатку кривой, соответствующей указанной частоте.

Измените масштаб распечатываемых сигналов:

- Нажмите кнопку переключателя **Скорость**. При этом кривые примут вид, соответствующий записи на пленке с указанной скоростью.
- Нажмите кнопку переключателя **Амплитуда**. При этом кривые примут вид, соответствующий записи на пленке с указанной амплитудой.
- При необходимости установите поля отступа от краев листа бумаги. Минимальные значения полей обычно составляют 5-6 мм в зависимости от типа принтера.
- Настроить параметры имеющегося принтера можно с помощью кнопки **Установки**. При этом выводится стандартное диалоговое окно Windows, где возможно изменение настроек того принтера, на котором будет производиться печать.

### Предварительный просмотр результатов печати

Внешний вид распечатываемого документа Вы увидите сразу же на имитации страницы бумажного листа диалога **Печать**. Например, Вы увидите, помещаются ли результаты анализа на одну страницу, или будет использовано две или более страниц для печати. Здесь же отображается информация о документе:

- Лист **n** – номер текущего просматриваемого листа;
  - Листов **n** – общее количество распечатываемых листов в документе.
- Нажмите кнопку **Печать** для вывода на принтер всего документа.

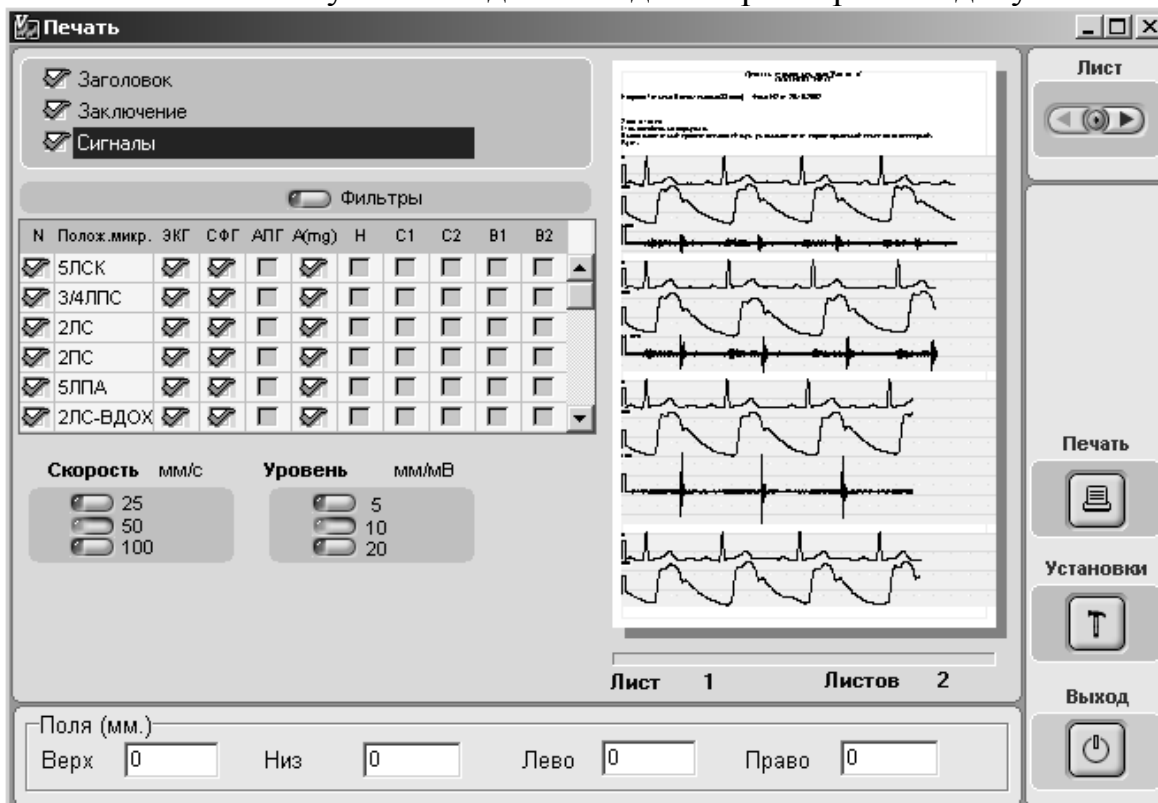


Рис. 4.10. Окно подготовки формы для печати

#### 4. ВОПРОСЫ К ЗАЩИТЕ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ

1. Факторы, обуславливающие движение крови по сосудам.
2. Кровяное давление, его виды: артериальное (систолическое, диастолическое, пульсовое, среднее), венозное.
3. Роль кровяного давления. Факторы, определяющие его величину.
4. Линейная и объемная скорость движения крови в разных участках кровеносного русла и факторы их обуславливающие.
5. Артериальный пульс, его происхождение. Сфигмография. Анализ сфигмограммы.
6. Скорость распространения пульсовой волны, методики исследования и регистрации.
7. Венозный пульс, методики исследования и регистрации.
8. Функции предсердий, желудочков и клапанов сердца.
9. Систолический и минутный объемы крови в условиях относительно покоя и при физической нагрузке.
10. Звуковые проявления сердечной деятельности. Тоны сердца, их происхождение.
11. Аускультация и фонокардиография (ФКГ), их диагностическое значение.
12. Механизм формирования тонов сердца.
13. Характеристика тонов и шумов сердца.
14. Устройство фонокардиографа.
15. Объясните зачем производят фильтрацию звуковых колебаний при их регистрации.
16. Методика снятия ФКГ.
17. Анализ ФКГ
18. Поликардиография. Сопоставление во времени периодов и фаз сердечного цикла, электрических, звуковых и механических проявлений сердечной деятельности.
19. Фазовая структура сердечного цикла. Основные физиологические процессы протекающие в соответствующие фазы сердечного цикла.
20. Из каких фаз состоит период изгнания крови из желудочков? Охарактеризуйте величины давления крови в правой и левой половинах сердца, аорте, легочной артерии в каждую из фаз и состояние клапанного аппарата сердца в это время.
21. В периоде напряжения желудочков во время их систолы выделяют фазу изометрического сокращения. Объясните, почему так называется эта фаза.
22. Анализ поликардиограмм.



## **ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №5**

### **ИССЛЕДОВАНИЕ ФУНКЦИИ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ МЕТОДОМ СПИРОМЕТРИИ**

#### **1. ИСХОДНЫЕ ДАННЫЕ К ВЫПОЛНЕНИЮ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ**

##### **1.1. Цель работы**

Ознакомиться с принципом съема и анализа спирограмм, работой аппаратно-программного комплекса “Валента” для проведения спирометрических исследований; научиться регистрировать спирограмму и проводить ее анализ.

##### **1.2. Используемое оборудование**

1. Преобразователь биосигналов (ПБС) (приложение А).
2. Компьютер, с подключенными к нему ПБС и установленным на нем программным обеспечением “Валента” для оценки функции внешнего дыхания (ФВД).
3. Датчик спирометрический (ДС).
4. Мундштук.
5. Зажим для носа (ЗН).
6. Спирт 70%.
7. Вата, марля.

##### **1.3. Программа работы**

1. Ознакомиться с принципами регистрации спирограмм и основными ее характеристиками (п. 2).
2. Изучить инструкции к используемым приборам (Приложение А).
3. Подготовить ПБС и датчик спирометрический к работе.
4. Изучить методические приемы проведения спирометрического исследования.
5. Запустить программное обеспечение для проведения спирометрических исследований и подготовить пациента (проинструктировать) для исследования (п.п. 3.2).
6. Провести полное спирометрическое исследование (п.п. 3.3):
7. Провести анализ спирограмм и распечатать результаты анализа (п.п. 3.4 – 3.5).
8. Сделать анализ и заключение о достоверности данных полученных в ходе исследования.
9. Самостоятельно по снятым спирограммам и полученным легочным показателям сделать заключение о состоянии системы дыхания.

10. Сравнить рассчитанные показатели с заключением аппаратно-программного комплекса “Валента”. Сделать выводы.
11. Подготовить отчет по работе.
12. Подготовить ответы на контрольные вопросы.

#### **1.4. Содержание отчета**

1. Название работы.
2. Цель работы.
3. Приборы и принадлежности.
4. Программа работы.
5. Функциональная схема спирографа.
6. Распечатка результатов исследования.
7. Анализ спирограмм (п.п. 8 – 10 программы работы).
8. Выводы по проделанной работе.

## **2. КРАТКИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ СВЕДЕНИЯ**

### **2.1. Назначение и область применения метода спирографии**

Методика спирометрии предназначена для исследования механических свойств вентиляции легких.

Спирометрия применяется в следующих случаях:

- объективная оценка влияния заболеваний на функциональное состояние легких, определение риска развития заболеваний;
- оценка возможностей искусственной вентиляции при анестезии и реанимационных мероприятиях;
- оценка прогноза заболевания;
- динамическое наблюдение в любые периоды обращения;
- контроль адекватности применяемой терапии;
- влияние профессиональных факторов на состояние здоровья;
- экспертная оценка состояния здоровья;
- эпидемиологические обследования;
- массовый контроль за состоянием органов дыхания в населенных пунктах с неблагоприятной экологической обстановкой.

При проведении этой методики используют выполнение серии маневров, которые позволяют оценить:

- частоту дыхания (ЧД);
- минутный объем дыхания (МОД);
- жизненную емкость легких (ЖЕЛ);
- форсированную ЖЕЛ (ФЖЕЛ);
- максимальную вентиляцию (МВЛ).

## 2.2. Физиологические основы тестирования функции лёгких

Система легочного дыхания организма, обеспечивающая насыщение крови кислородом, осуществляется благодаря строгой согласованности между собой трех процессов: 1 – вентиляции альвеол, обеспечивающей постоянство состава альвеолярного воздуха; 2 – непрерывного кровотока через капилляры легкого и распределения крови в строгом соответствии с интенсивностью вентиляции отдельных ее участков; 3 – диффузии биологических газов через легочную мембрану с необходимой скоростью.

Функционально дыхательная система может быть разделена на три компонента: воздухоносные пути, лёгочная паренхима и грудная клетка, выполняющая функцию мехов.

Воздухоносные пути представлены полуригидными трахеей и долевыми бронхами и более податливыми мелкими бронхиолами, простирающимися до периферии лёгких. Тип воздушного потока варьирует от турбулентного в центральных воздухоносных путях 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. Для его наполнения требуется энергия; при прекращении энергетических затрат, поддерживающих баллон в расправленном состоянии, он спадается. Нарушения, делающие легкие жесткими (например, легочный фиброз), препятствуют их полному спадению, в то время как нарушения эластичности легких (например, при эмфиземе) уменьшают силу, с которой они опорожняются.

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 (ДН).

Изменения любого из этих трех функциональных компонентов могут стать причиной одышки и измеримых отклонений функции лёгких.

Различные нарушения внешнего дыхания приводят к возникновению газовых нарушений крови – артериальной гипоксемии и гиперкапнии, воз-

никающих вначале при физических нагрузках, а при прогрессировании заболевания – и в покое. Однако, благодаря включению компенсаторных механизмов у многих больных с выраженными диффузными поражениями легких, со значительной одышкой, далеко не всегда даже при физической нагрузке выявляются гипоксемия и гиперкапния. Поэтому, нарушение газового состава артериальной крови – явный, но не обязательный признак ДН.

Дыхательной недостаточностью считается такое состояние, при котором нормальный газовый состав артериальной крови или не обеспечивается, или обеспечивается за счет ненормальной работы аппарата внешнего дыхания, приводящей к снижению функциональных возможностей организма.

При прогрессировании ДН, при снижении компенсаторных возможностей наступают артериальная гипоксемия и гиперкапния. На этом основано деление ДН на стадии и формы: 1 стадия – вентиляционные нарушения, когда выявляются изменения вентиляции без изменений газового состава артериальной крови; 2 стадия – нарушения газового состава артериальной крови, когда наряду с вентиляционными нарушениями наблюдаются гипоксемия и гиперкапния, нарушения кислотно-щелочного равновесия.

В патогенезе ДН имеет значение несколько факторов.

1. Неравномерное распределение воздуха в легких. Оно наблюдается при обструктивных процессах (в большей мере) и при ограничительных процессах. Рефлекторное уменьшение кровоснабжения плохо аэрируемых участков и гипервентиляция – компенсаторные механизмы, обеспечивающие на определенном этапе нормальную артериализацию крови.
2. Общая гиповентиляция (снижение напряжения кислорода и увеличение напряжения углекислоты в альвеолярном воздухе). Возникает вследствие влияния экстрапульмональных факторов (угнетение дыхательного центра, снижение парциального давления кислорода во вдыхаемом воздухе и т.д.). Общая гиповентиляция наблюдается также при снижении альвеолярной вентиляции, когда увеличение минутной вентиляции неадекватно увеличению мертвого пространства, при несоответствии минутной вентиляции и потребности тканей в кислороде.
3. Нарушение соотношения вентиляция/кровоток (сосудистое “короткое замыкание”) наблюдается при первичных поражениях сосудов малого круга кровообращения, а также в тех случаях, когда из вентиляции полностью выключаются отдельные участки легких. Для того чтобы в этом случае не возникла гипоксемия, необходимо полное прекращение кровоснабжения выключенных из аэрации участков. Сосудистое “короткое замыкание” возникает при ателектазах, пневмониях и т.д.

4. Нарушение диффузии. Возникает как вследствие нарушения проницаемости альвеолярно-капиллярных мембран (фиброз, кардиальный застой), так и в результате укорочения времени контакта альвеолярного газа с протекающей кровью. Эти факторы могут взаимно компенсироваться, что имеет место при недостаточности кровообращения (утолщение мембран и замедление кровотока).

Понятие дыхательной недостаточности отражает нарушение аппарата внешнего дыхания. В основном функция аппарата внешнего дыхания определяется состоянием легочной вентиляции, легочного газообмена и газовым составом крови. Имеются 3 группы методов исследования:

1. Методы исследования легочной вентиляции;
2. Методы исследования легочного газообмена;
3. Методы исследования газового состава крови.

К основным клинически важным тестам исследования лёгочной функции относятся:

- спирометрия;
- пневмотахометрия;
- бодиплетизмография;
- исследование легочной диффузии;
- измерение растяжимости легких;
- эргоспирометрия;
- непрямая калориметрия.

Если первые два метода могут считаться скрининговыми и обязательными для использования во всех лечебных учреждениях, осуществляющих наблюдение, лечение и реабилитацию легочных больных, то следующие три (бодиплетизмография, исследование диффузионной способности и растяжимости легких) являются более углубленными и дорогостоящими методами. Методы эргоспирометрия и непрямая калориметрия, достаточно сложны и не применяются широко в клинической практике.

Современные функциональные методы позволяют оценивать такие характеристики респираторной функции, как бронхиальная проводимость, воздухонаполненность, эластические свойства, диффузионная способность и респираторная мышечная функция.

При спирографическом исследовании удается судить о состоянии лишь одного из звеньев системы легочного дыхания – аппарата вентиляции. Однако этого вполне достаточно, поскольку именно нарушения вентиляции при подавляющем большинстве заболеваний легких оказываются ведущими в комплексе патофизиологических расстройств и в значительной мере определяют клиническую картину легочной недостаточности, снижая функциональные возможности больного с патологией легких.

### 2.3. Основные показатели, оцениваемые при проведении спирометрии

Спирометрия и спирография являются наиболее распространенными методами исследования функции внешнего дыхания. Спирография обеспечивает возможность не только измерения, но и графической регистрации основных показателей вентиляции при спокойном и форсированном дыхании, физической нагрузке и проведении фармакологических проб. В последние годы использование компьютерных спирографических систем значительно упростило и ускорило проведение диагностических исследований и, главное, сделало возможным проводить измерение объемной скорости инспираторного и экспираторного потоков воздуха как функции объема легких, т. е. анализировать петлю поток-объем.

Различают 4 первичных легочных объема и 4 емкости. Последние включают два или более первичных объемов (см. рис. 5.1).

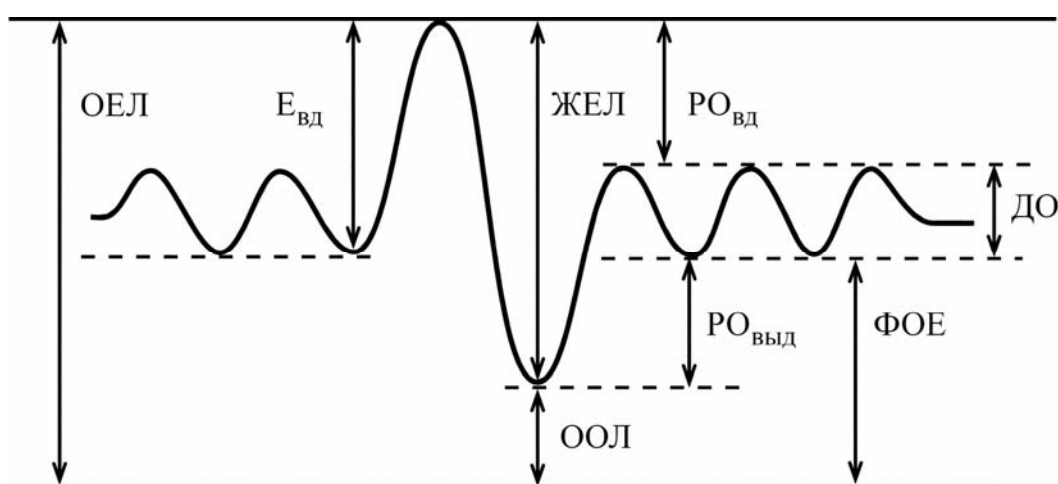


Рис. 5.1. Спирограмма с указанием легочных объемов и емкостей. Объяснения в тексте

#### Легочные объемы

**Дыхательный объем (ДО)** – это объем газа, вдыхаемого и выдыхаемого при спокойном дыхании.

**Резервный объем вдоха (PO<sub>вд</sub>)** – максимальный объем газа, который можно дополнительно вдохнуть после спокойного вдоха.

**Резервный объем выдоха (PO<sub>выд</sub>)** – максимальный объем газа, который можно дополнительно выдохнуть после спокойного выдоха.

**Остаточный объем легких (ООЛ)** – объем газа, остающийся в легких после максимального выдоха.

#### Легочные емкости

**Жизненная емкость легких (ЖЕЛ)** – максимальный объем газа, который можно выдохнуть после максимального глубокого вдоха.

**Емкость вдоха** ( $E_{вд}$ ) – максимальный объем газа, который можно вдохнуть после спокойного выдоха. Величина этой емкости характеризует способность легочной ткани к растяжению.

**Функциональная остаточная емкость** (ФОЕ) – объем газа, остающегося в легких после спокойного выдоха.

**Общая емкость легких** (ОЕЛ) – это общее количество газа, содержащегося в легких после максимального вдоха.

Использование обычных спирографов, распространенных в клинической практике, позволяет определить только 5 легочных объемов и емкостей: ДО,  $PO_{вд}$ ,  $PO_{выд}$ , ЖЕЛ,  $E_{вд}$ . Для нахождения важнейшего показателя легочной вентиляции – функциональной остаточной емкости (ФОЕ) и расчета остаточного объема легких (ООЛ) и общей емкости легких (ОЕЛ) необходимо применение специальных методик, в частности, методов разведения гелия, вымывания азота или плетизмографии всего тела.

Основным показателем традиционной методики спирографии является **жизненная емкость легких**. При этом целесообразно оценить не только интегральную величину ЖЕЛ, но и инспираторную и экспираторную жизненные емкости, т. е. максимальный объем воздуха, который можно вдохнуть или выдохнуть.

Второй обязательный прием, который используется в традиционной спирографии – это тест определения **форсированной жизненной емкости легких** (ФЖЕЛ), позволяющий определить наиболее информативные скоростные показатели легочной вентиляции при форсированном выдохе, характеризующие, в частности, степень обструкции внутрилегочных воздухоносных путей. Так же, как и при выполнении пробы ЖЕЛ, пациент делает максимально глубокий вдох, а затем, в отличие от пробы ЖЕЛ, выдыхает воздух с максимально возможной скоростью (форсированный выдох). При этом регистрируется экспоненциальная постепенно уплощающаяся кривая (рис. 5.2).

Оценивая спирограмму такого экспираторного маневра, рассчитывают несколько показателей:

**1. Объем форсированного выдоха за одну секунду** ( $ОФВ_1$ ) – количество воздуха, удаленного из легких за первую секунду выдоха. Этот показатель уменьшается как при обструкции дыхательных путей (за счет увеличения бронхиального сопротивления), так и при рестриктивных нарушениях (за счет уменьшения всех легочных объемов).

**2. Индекс Тиффно** ( $ОФВ_1/ФЖЕЛ$ , %) – отношение объема форсированного выдоха за первую секунду к форсированной жизненной емкости легких. Это основной показатель экспираторного маневра с форсиро-

ванным выдохом. Он существенно уменьшается при обструктивном синдроме, поскольку замедление выдоха, обусловленное бронхиальной обструкцией, сопровождается уменьшением объема форсированного выдоха за 1 с при отсутствии или незначительном уменьшении всей ФЖЕЛ. При рестриктивных расстройствах индекс Тиффно практически не изменяется, так как  $ОФВ_1$  и ФЖЕЛ уменьшаются пропорционально.

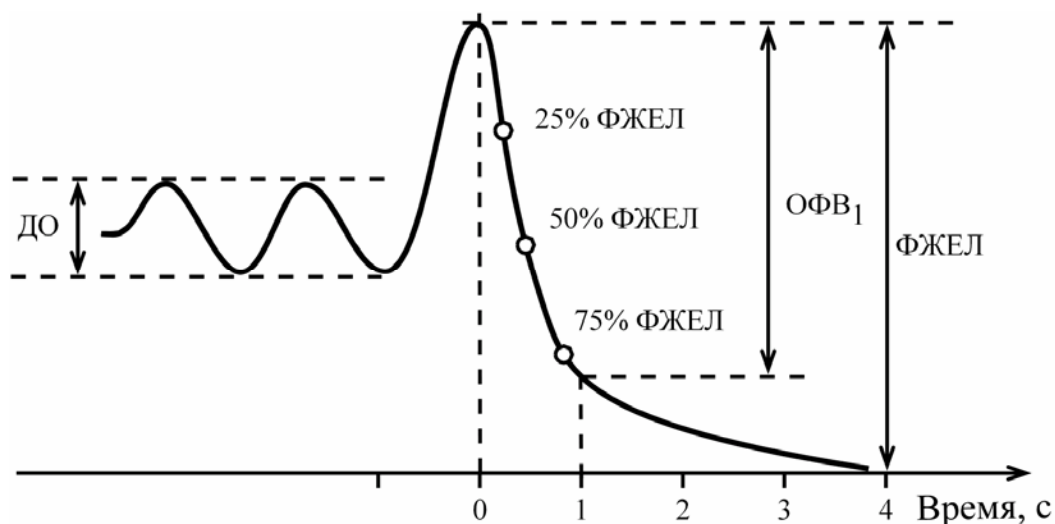


Рис. 5.2. Спирограмма экспираторного маневра. Объяснение в тексте

**3. Максимальная объемная скорость выдоха** на уровне 25%, 50% и 75% форсированной жизненной емкости легких ( $МОС_{25\%}$ ,  $МОС_{50\%}$ ,  $МОС_{75\%}$ ). Эти показатели рассчитывают путем деления соответствующих объемов (в литрах) форсированного выдоха (на уровне 25%, 50% и 75% от общей ФЖЕЛ) на время достижения этих объемов при форсированном выдохе (в секундах).

**4. Средняя объемная скорость выдоха** на уровне 25...75% от ФЖЕЛ ( $СОС_{25-75\%}$ ). Этот показатель в меньшей степени зависит от произвольного усилия пациента и более объективно отражает проходимость бронхов.

**5. Пиковая объемная скорость выдоха** ( $ПОС_{выд}$ ) – максимальная объемная скорость форсированного выдоха.

На основании результатов спирографического исследования рассчитывают также: 1) число дыхательных движений при спокойном дыхании (ЧДД) и 2) минутный объем дыхания (МОД) – величину общей вентиляции легких в минуту при спокойном дыхании.

В таблице 5.1 приведена общепринятая отечественная и международная аббревиатура наиболее распространенных объемов и емкостей.



Таблица 5.1

Сводная таблица основных показателей оцениваемых при спирометрии

Аббревиатура		Полное название параметра
Русская	Международ.	
ЖЕЛ	VC	Жизненная ёмкость лёгких (Vital Capacity)
Ровд	IRV	Резервный объём вдоха (Inspiratory reserve volume)
Ровыд	ERV	Резервный объём выдоха (Expiratory Reserve Volume)
Е <sub>вд</sub> , ЕВ	IC	Ёмкость вдоха (Inspiratory capacity) ЕВ = ДО + Ровд
ФЖЕЛ	FVC	Форсированная жизненная ёмкость легких или (Forced vital capacity)
ОФВ <sub>1</sub>	FEV <sub>1</sub>	Объём форсированного выдоха за 1 секунду (Forced expiratory volume in 1 sec)
ОФВ <sub>3</sub>	FEV <sub>3</sub>	Объём форсированного выдоха за 3 секунды (Forced expiratory volume in 3 sec)
ОФВ <sub>пос</sub> , Опос	FEVPEF	Объём форсированного выдоха, при котором достигается ПОС (пиковая объёмная скорость)
МОС <sub>25</sub>	MEF <sub>25</sub> , FEF <sub>75</sub>	Мгновенная объёмная скорость после выдоха на уровне 25% ФЖЕЛ, (Forced expiratory flow at 75%)
МОС <sub>50</sub>	MEF <sub>50</sub> , FEF <sub>50</sub>	Мгновенная объёмная скорость после выдоха 50% ФЖЕЛ, 50% отсчитываются от начала выдоха (Forced expiratory flow at 50%)
МОС <sub>75</sub>	MEF <sub>75</sub> , FEF <sub>25</sub>	Мгновенная объёмная скорость после выдоха 75% ФЖЕЛ, 75% отсчитываются от начала выдоха (Forced expiratory flow at 25%)
СОС <sub>25-75</sub>	MEF <sub>25-75</sub>	Средняя объёмная скорость в интервале между 25% и 75% ФЖЕЛ
СОС <sub>75-85</sub>	MEF <sub>75-85</sub>	Средняя объёмная скорость в интервале между 75% и 85% ФЖЕЛ
ПОС, ПОС <sub>выд</sub> , ПСВ	PEF	Пиковая объёмная скорость выдоха (Peak expiratory flow)
T <sub>фор.выд</sub> , T <sub>ФЖЕЛ</sub> , T <sub>выд</sub>	E_TIME	Общее время выдоха ФЖЕЛ (Expiratory time)
T <sub>ФЖЕЛ_вд</sub> , V <sub>вд</sub> , T <sub>вд</sub>	I_TIME	Общее время вдоха ФЖЕЛ (Inspiratory time)
T <sub>пос</sub> , TПОС	TPEF	Время, необходимое для достижения пиковой объёмной скорости выдоха
СТВ, СПВ	MTT	Среднее транзитное время – среднее переходное время (Mean transition time) – значение этого времени находится в точке, перпендикуляр из которой образует со спирометрической кривой две равные по площади фигуры
ФЖЕЛ <sub>вд</sub>	FIVC, FVC <sub>in</sub>	Форсированная жизненная ёмкость лёгких вдоха (Forced inhaled vital capacity)
ОФВ <sub>1вд</sub>	FIV <sub>1</sub>	Объём форсированного вдоха за 1 секунду (Forced inspiratory vital capacity in 1 sec)

ОФВ <sub>3вд</sub>	FIV <sub>3</sub>	Объём форсированного вдоха за 3 секунды (forced inspiratory vital capacity in 3 sec)
ПОС <sub>вд</sub>	PIF	Пиковая объёмная скорость вдоха (Peak inspiratory flow)
ФЖЕЛ <sub>вд</sub>	FIVC FVCin	Форсированная жизненная ёмкость вдоха (Forced inspiratory vital capacity)
МОС <sub>50вд</sub>	MIF <sub>50</sub>	Мгновенная объёмная скорость в момент достижения 50% объёма ФЖЕЛ вдоха, 50% отсчитываются от начала вдоха
ПШТ	BSA	Площадь поверхности тела (м.кв.) (By surface area)
ИТ	FEV <sub>1</sub> /VC	Индекс Тиффно (index Tiffeneau) = ОФВ <sub>1</sub> /ЖЕЛ
ИГ	FEV <sub>1</sub> /FVC	Индекс Генслара (Index Gaenslar) = ОФВ <sub>1</sub> /ФЖЕЛ
A <sub>выд</sub>	AEFV	Площадь экспираторной части кривой "поток-объём"
A <sub>вд</sub>	AIFV, A <sub>in</sub>	Площадь инспираторной части кривой "поток-объём"
МВЛ	MVV	Максимальная вентиляция лёгких (Maximal voluntary ventilation) – максимальный объём воздуха, проходящий через лёгкие при форсированном дыхании за одну минуту
ОВ МВЛ	TV MVV	Объём воздуха, проходящий через лёгкие при выполнении теста МВЛ (MVV) за один вдох-выдох.
ЧДД	BF RR	Число дыхательных движений при спокойном дыхании (Breathing frequency)
ПСДВ		Пропускная способность движения воздуха = МВЛ/ЖЕЛ
МОД	LVV, MV	Минутный объём дыхания (Low voluntary ventilation, minute volume) – объём воздуха, проходящий через лёгкие при обычном дыхании за одну минуту.
ОВ МОД, ДО	TV LVV	Дыхательный объём, усредненный или – объём воздуха, проходящий через лёгкие при выполнении теста МОД (LVV) за один вдох-выдох.
ДВ	PV	Должные величины (Predicted values)

## 2.4. Петля поток-объём

Объективную оценку нарушений функции внешнего дыхания можно получить, используя динамическую спирометрию, оценивающую отношение «поток-объём», т. е. зависимость объёмной скорости потока воздуха во время вдоха и выдоха от величины легочного объема. Современные компьютерные спирографические системы позволяют автоматически анализировать не только спирографические показатели, но и *отношение поток-объём*. Хотя сама по себе петля поток-объём содержит в основном ту же информацию, что и простая спирограмма, наглядность отношения между объёмной скоростью потока воздуха и объёмом лёгкого позволяет более подробно изучить функциональные характеристики воздухоносных путей.

Петля (рис. 5.3) состоит из двух половин – экспираторной и инспираторной. В ходе максимального вдоха регистрируется инспираторная часть кривой поток-объём. Объём лёгкого в точке «3» соответствует общей ем-

кости легких (ОЕЛ). В процессе форсированного выдоха регистрируется экспираторная часть кривой поток-объем (кривая «3-4-5-1»). В начале форсированного выдоха («3-4») объемная скорость потока воздуха быстро возрастает, достигая пика (пиковая объемная скорость – ПОС<sub>выд</sub>), а затем линейно убывает вплоть до окончания форсированного выдоха, когда кривая возвращается к исходной позиции (точка «1» на рисунке).

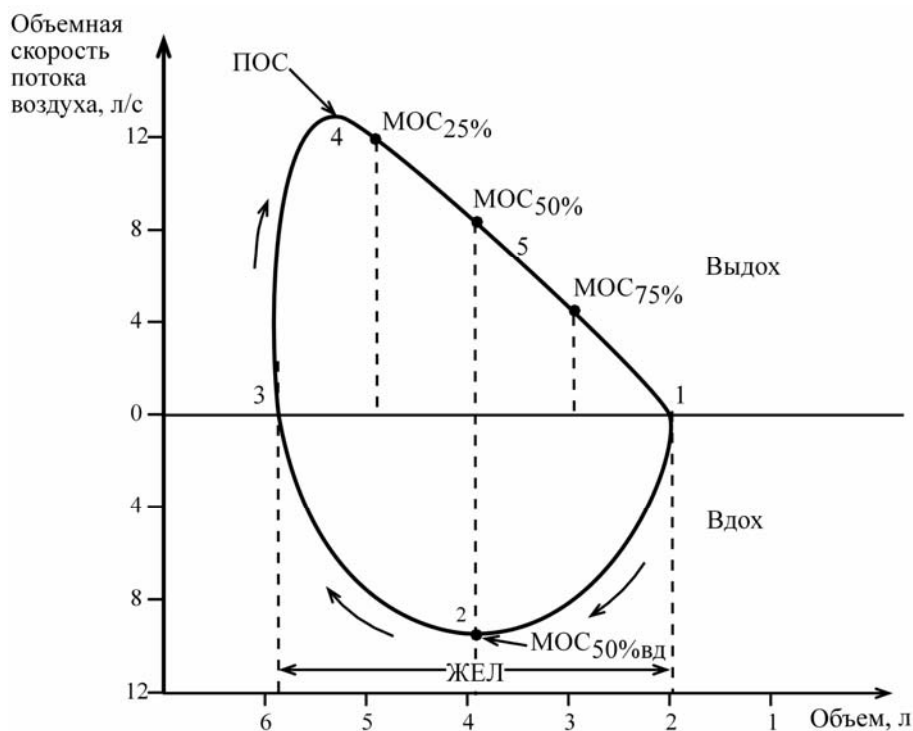


Рис. 5.3. Нормальная кривая (петля) зависимости «поток-объем». Объяснение в тексте

У здорового человека форма инспираторной и экспираторной части кривой поток-объем существенно отличаются друг от друга: максимальная объемная скорость во время вдоха достигается примерно на уровне 50% ЖЕЛ (МОС<sub>50% вдоха</sub>), тогда как во время форсированного выдоха пиковый экспираторный поток (ПОС) возникает очень рано. Максимальный инспираторный поток (МОС<sub>50% вдоха</sub>) примерно в 1,5 раза больше максимального экспираторного потока в середине жизненной емкости.

Наряду с основными показателями классической спирографии (ЖЕЛ, ФЖЕЛ, ОФВ<sub>1</sub>, индекс Тиффно, ДО, МОД, ЧД, РОвд, РОвыд, Евд и др.) при компьютерной обработке кривой поток-объем автоматически рассчитываются пиковые, мгновенные и средние показатели объемной скорости потока на уровне 25%, 50%, 75%, а также 25...75% от общей ФЖЕЛ: ПОС, МОС<sub>25%</sub>, МОС<sub>50%</sub>, МОС<sub>75%</sub>, СОС<sub>25-75%</sub> и некоторые другие.

По имеющейся кривой поток-объём рассчитывается ряд вторичных показателей, позволяющий оценить функциональное состояние дыхательных путей.

## 2.5. Оценка результатов исследования

Спирография дает возможность составить общее представление о состоянии внешнего дыхания, в частности:

1. сделать заключение о снижении жизненной емкости легких;
2. выявить нарушения трахеобронхиальной проходимости;
3. выявить наличие рестриктивных расстройств легочной вентиляции в тех случаях, когда они не сочетаются с нарушениями бронхиальной проходимости.

Оценка легочной вентиляции проводится в следующей последовательности:

1. Оценка качества исследования.
2. Сравнение показателей с должными величинами.
3. Определение характера и локализации функциональных нарушений.
4. Определение типа изменений (обструктивный, рестриктивный или смешанный тип).
5. Определение степени тяжести респираторных расстройств.

Анализ результатов исследования вентиляционной функции легких необходимо начинать с оценки качества полученных данных. Показателями достоверности полученных при исследовании результатов служат следующие условия:

- ЖЕЛ вдоха  $\geq$  ФЖЕЛ выдоха. ЖЕЛвд может быть меньше ЖЕЛвд на 0,5 л, но не более;
- ПОС  $\geq$  МОС25 > МОС50 > МОС75;
- ПОС должна быть достигнута приблизительно во время первой четверти ФЖЕЛ (если ПОС достигнута позднее, то резкое усилие было произведено позже);
- Время достижения пиковой объёмной скорости выдоха Тпос не меньше 0,2 сек и не больше 1,1 сек.
- Общее время форсированного выдоха (Т фор. выд.) равняется от 3 до 5 секунд.
  - если время ФЖЕЛ менее 1 сек, то, возможно, выдох был не завершен;
  - если время ФЖЕЛ больше 6 сек, то снижается целесообразность проведенного маневра.

- При правильно выполненном маневре на кривой поток-объем резкие спады и подъёмы, «ступеньки» и провалы отсутствуют.
- В проведенных трех маневрах форсированного выдоха различия в ФЖЕЛ и  $ОФВ_1$  (воспроизводимость) не должны отличаться более чем на 5%.

Если качество исследования соответствует нормам, то производят сравнение с должными величинами, что дает возможность оценить вентиляционные показатели с точки зрения нормы и патологии.

Большинство легочных объемов и емкостей как у здоровых пациентов, так и у больных с заболеваниями легких зависят от целого ряда факторов, в том числе от возраста, пола, размеров грудной клетки, положения тела, тренированности и т. п. Поэтому с практической точки зрения наиболее приемлемым способом оценки получаемых при исследовании спирографических показателей является их сопоставление с так называемыми **должными** величинами, которые были получены при обследовании больших групп здоровых людей с учетом их возраста, пола и роста.

Должные величины показателей вентиляции определяют по специальным формулам или таблицам. В современных компьютерных спирографах они рассчитываются автоматически. Для каждого показателя приводятся границы нормальных его значений в процентах по отношению к расчетной должной величине (табл. 5.2). Вентиляционные показатели считаются нормальными, если они составляют не менее 80% от должных величин. Исключение составляют индексы  $ОФВ_1/ФЖЕЛ$  и  $ОФВ_1/ЖЕЛ$ , которые признаются нормальными при уровне не менее 70%.

Таблица 5.2

Оценка степени снижения вентиляционных показателей

Показатели	Норма	Условная норма	Отклонения		
			Умеренные	Значительные	Резкие
ЖЕЛ	> 80	–	60...80	50...60	<50
$ОФВ_1$	> 80	–	60...80	50...60	<50
$ОФВ_1/ФЖЕЛ$	> 70	–	55...70	40...55	<40
$МОС_{25}$	> 80	70...80	60...70	40...60	<40
$МОС_{50}$	> 80	70...80	60...70	40...60	<40
$МОС_{75}$	> 80	70...80	60...70	40...60	<40
$СОС_{25-75}$	> 80	70...80	60...70	40...60	<40

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

При обструктивных изменениях ведущим патофизиологическим феноменом является увеличение бронхиального сопротивления. При бронхиальной астме легочная паренхима не изменена, но выявляется сужение бронхов. Следовательно, ЖЕЛ может быть сохранена, но воздушный поток снизится, и скоростные показатели должны уменьшиться. Минимальные изменения бронхиальной проходимости по обструктивному типу в первую очередь будут характеризоваться снижением МОС<sub>75</sub>. При умеренной степени нарушения бронхиальной проходимости по обструктивному типу будут сопровождаться снижением МОС<sub>25, 50, 75</sub>, ОФВ<sub>1</sub>, СОС<sub>25-75</sub>, ФЖЕЛ, ПСВ, теста Тиффно и Генслера (см. табл. 5.3).

Таблица 5.3

*Основные функциональные показатели спирографического исследования при патофизиологических отклонениях*

Функциональные показатели	Вентиляционные нарушения			Нижняя граница условной нормы
	Обструктивные	Рестриктивные	Смешанные	
ЖЕЛ вдоха (VC)	↓ или норма	↓	↓	80
ФЖЕЛ (FVC)	↓	↓	↓	80
ОФВ <sub>1</sub> (FEV <sub>1</sub> )	↓	↑ или норма	норма	80
Тест Тиффно FEV <sub>1</sub> /VC×100	↓	↑ или норма	↑ или норма	85-95
Индекс Генслера FEV <sub>1</sub> /FVC×100	↓	↑ или норма	норма	85-95
ПСВ (PEF)	↓	↓	↓	70
МОС 25 (MEF <sub>25</sub> )	↓	↓	↓	65
МОС 50 (MEF <sub>50</sub> )	↓	↓	↓	60
МОС 75 (MEF <sub>75</sub> )	↓	↓	↓	55
СОС <sub>25-75</sub> (MEF <sub>75-25</sub> )	↓	↓	↓	70
МВЛ (MVV)	↓	↓	↓	80
ФОЕ (FRC)	↑	↓	норма	80
ООЛ (RV)	↑	↓	норма	80
ОЕЛ (TLC)	норма или ↑	↓	норма	80

Более надежным признаком бронхообструктивного синдрома является уменьшение индекса Тиффно (ОФВ<sub>1</sub>/ФЖЕЛ), поскольку абсолютная величина ОФВ<sub>1</sub> (может уменьшаться не только при бронхиальной обструкции, но и при рестриктивных расстройствах за счет пропорционального уменьшения всех легочных объемов и емкостей, в том числе ОФВ<sub>1</sub> и ФЖЕЛ).

Рестриктивные расстройства характеризуются ограничением наполнения грудной клетки воздухом: легочная паренхима изменена таким образом, что легкие становятся жесткими и с трудом расправляются.

Деление спирограммы на обструктивный и рестриктивный тип относительно условно, так как при многих заболеваниях отмечаются соче-

танные нарушения. Хронические обструктивные заболевания легких при длительном течении постепенно приводят к вовлечению в патологический процесс паренхимы легких, что, безусловно, отразится на спирографических показателях с появлением признаков рестрикции на фоне ранее имеющихся обструктивных признаков.

Более точные и надежные данные могут быть получены при анализе петли поток-объем. Обструктивные расстройства сопровождаются изменениями преимущественно экспираторной части петли поток-объем. Если у большинства здоровых людей эта часть петли напоминает треугольник с почти линейным снижением объемной скорости потока воздуха на протяжении выдоха (рис. 5.4), то у больных с нарушениями бронхиальной проходимости наблюдается своеобразное «провисание» экспираторной части петли и уменьшение объемной скорости потока воздуха при всех значениях объема легких.

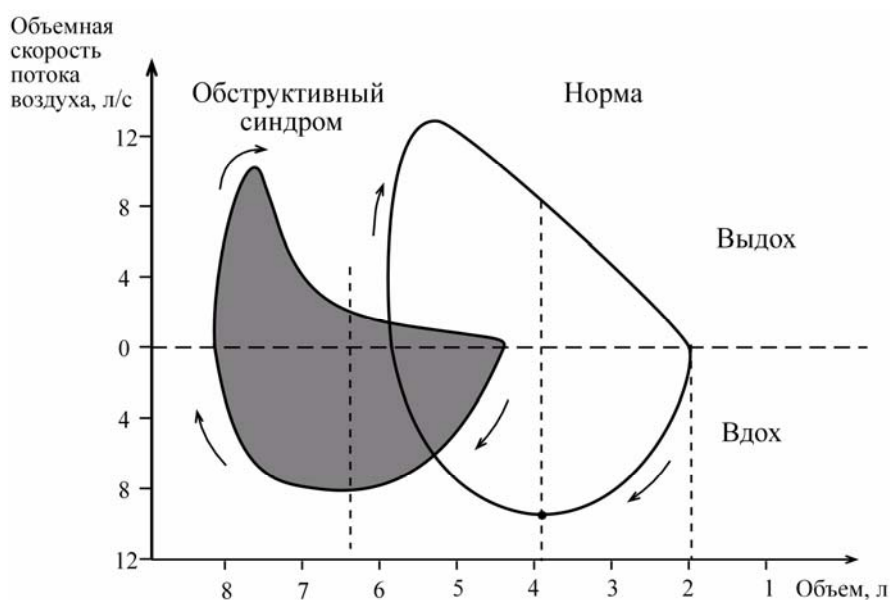
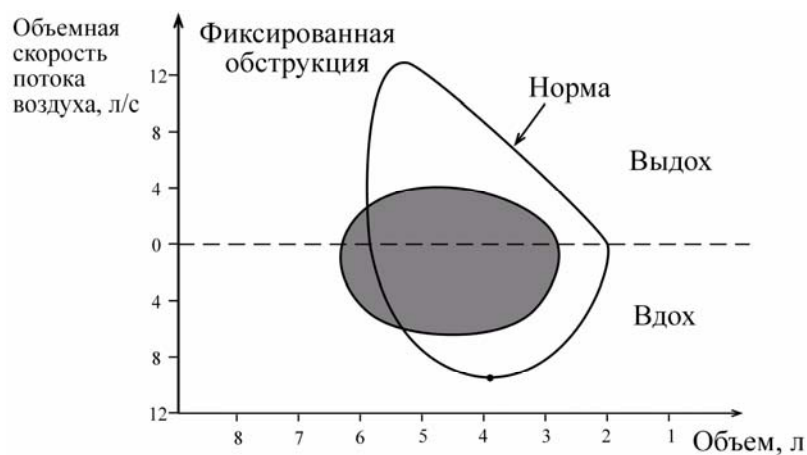


Рис. 5.4. Кривые инспираторной и экспираторной объемной скорости (петля «поток-объем») у здорового человека и больного с обструктивным синдромом. Объяснение в тексте

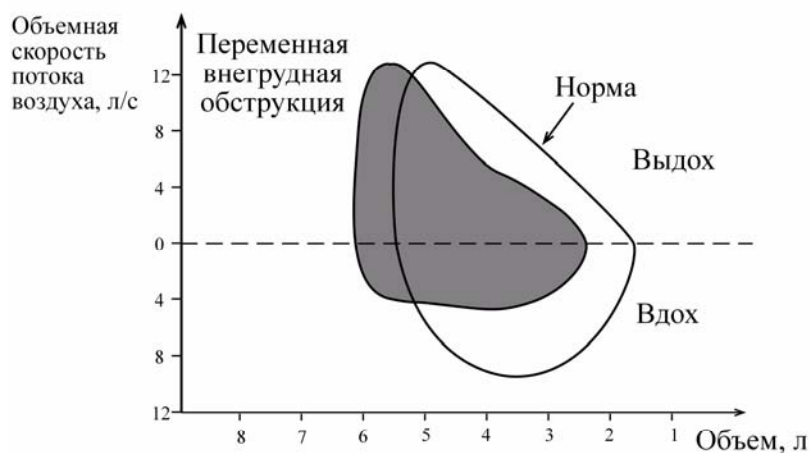
Анализируя форму петли можно выявить уровень, степень и стойкость обструкции дыхательных путей.

При **фиксированной внутри и внегрудной** обструкции (стеноз трахеи) кривые вдоха и выдоха уплощены. Как при фиксированной, так и при переменной внутригрудной обструкции выявляется уменьшение тестов Тиффно, Генслера и  $MOC_{25-75}$ , однако вид кривой поток-объем существенно отличается. При фиксированной внутригрудной обструкции петля имеет плато как в экспираторной, так и в инспираторной части

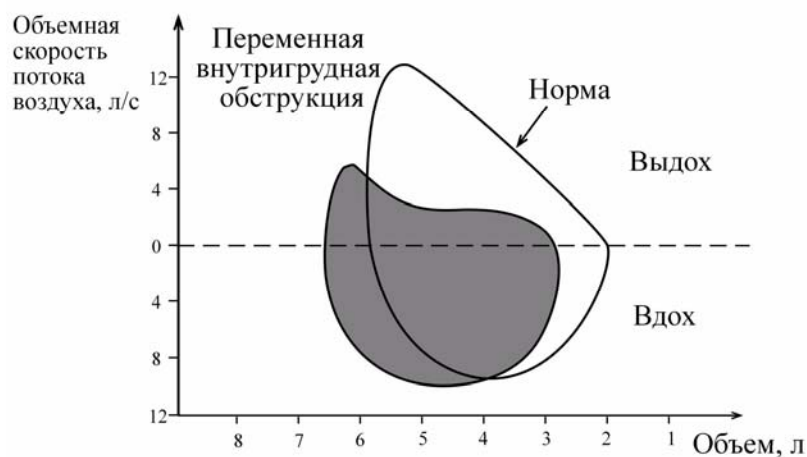
(рис. 5.5, а). При переменной внутригрудной обструкции – плато только в экспираторной части (рис. 5.5, в). В случае переменной внегрудной обструкции снижается только скорость вдоха по типу плато (рис. 5.5, б).



а



б



в

Рис. 5.5. Кривые «поток-объем» при фиксированной (а), переменной внегрудной (б) и переменной внутригрудной обструкции дыхательных путей (в)



## Диагностика рестриктивных нарушений

Рестриктивные нарушения легочной вентиляции сопровождаются ограничением наполнения легких воздухом, обусловленным уменьшением дыхательной поверхности легкого, исключением части легкого из дыхания, снижением эластических свойств легкого и грудной клетки, а также способности легочной ткани к растяжению (воспалительный или гемодинамический отек легкого, массивные пневмонии, пневмокониозы, пневмосклероз и т. п.). При этом сопротивление воздухоносных путей обычно не возрастает, если рестриктивные расстройства не сочетаются с описанными выше нарушениями бронхиальной проходимости.

Главное следствие рестриктивных (ограничительных) расстройств вентиляции, выявляемых при классической спирографии – это почти пропорциональное уменьшение большинства легочных объемов и емкостей: ДО, ЖЕЛ, РОвд, РОвыд, ОФВ<sub>1</sub> и т. д. Важно, что снижение последнего показателя (ОФВ<sub>1</sub>) не сопровождается уменьшением отношения ОФВ<sub>1</sub>/ФЖЕЛ, как при обструктивном синдроме. Этот показатель остается в пределах нормы или даже несколько увеличивается за счет более значительного уменьшения ЖЕЛ.

Данные, полученные при анализе кривой поток-объем, наиболее полно отражают обструктивные изменения бронхов и лишь косвенно позволяют оценить наличие рестриктивных изменений.

При компьютерной спирографии кривая поток-объем представляет собой как бы уменьшенную копию нормальной кривой (рис. 5.6), но в связи с общим уменьшением объема легких она смещена вправо.

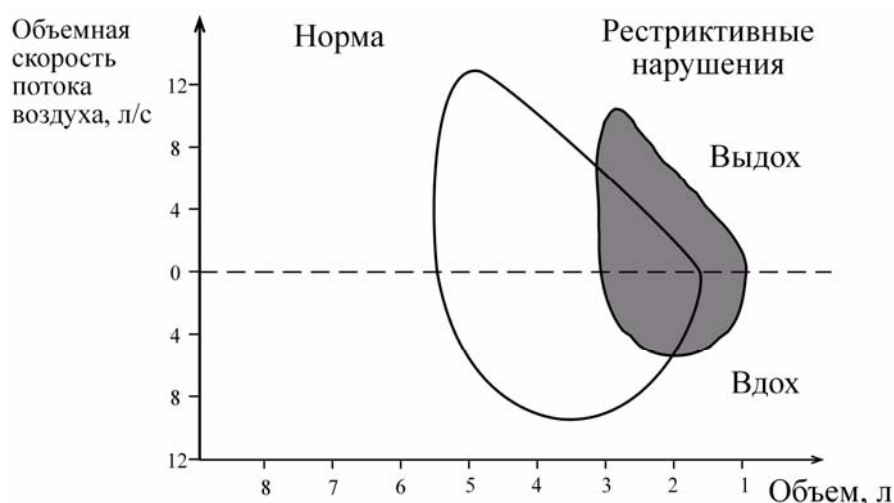


Рис. 5.6. Кривые инспираторной и экспираторной объемной скорости (петля «поток-объем») у здорового человека и больного с рестриктивными расстройствами. Объяснение в тексте

Пиковая объемная скорость (ПОС) экспираторного потока и  $ОФВ_1$  снижены, хотя отношение  $ОФВ_1/ФЖЕЛ$  сохраняется в пределах нормы или увеличено. В связи с ограничением расправления легкого и, соответственно, уменьшением его эластической тяги такие потоковые показатели как  $СОС_{25-75}$ ,  $МОС_{50}$ ,  $МОС_{75}$  в ряде случаев также могут быть снижены даже при отсутствии обструкции воздухоносных путей.

Наиболее важными диагностическими критериями рестриктивных расстройств вентиляции, позволяющими достаточно надежно отличать их от обструктивных расстройств, являются:

1. Почти пропорциональное снижение легочных объемов и емкостей, измеряемых при спирографии, а также потоковых показателей и, соответственно, нормальная или малоизмененная форма кривой петли поток-объем, смещенной вправо;
2. Нормальное или даже увеличенное значение индекса Тиффно ( $ОФВ_1/ФЖЕЛ$ );
3. Уменьшение резервного объема вдоха – ( $РО_{вд}$ ) почти пропорционально резервному объему выдоха – ( $РО_{выд}$ ).

Следует еще раз подчеркнуть, что для диагностики даже «чистых» рестриктивных расстройств вентиляции нельзя ориентироваться только на снижение ЖЕЛ, поскольку этот показатель может существенно уменьшаться в случаях выраженного обструктивного синдрома. Более надежными дифференциально-диагностическими признаками является отсутствие изменений формы экспираторной части кривой поток-объем и, в частности, нормальные или увеличенные значения  $ОФВ_1/ФЖЕЛ$ , а также пропорциональное уменьшение  $РО_{вд}$  и  $РО_{выд}$ .

### **3. МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ К ВЫПОЛНЕНИЮ РАБОТЫ**

Исследование проводят с помощью диагностического комплекса Валента. Устройство комплекса, основные приемы работы с комплексом и программным обеспечением приведены в Приложении А. Для проведения спирографических исследований к блоку преобразователя биосигналов необходимо подключить спирометрический датчик.

Прибор следует включить и прогреть не менее 10 минут до начала обследования.

#### **3.1. Методика исследования ФВД**

##### *Условия проведения исследования*

Предпочтительно утреннее время проведения исследований (9...12 часов), натощак.

Измерения должны проводиться в вертикально сидячем положении, т.к. в другом положении легочные объемы подвержены изменениям.

Одежда не должна стеснять дыхательных движений.

Между маневрами должен быть отдых.

Необходим отказ от курения в день исследования, либо, не менее чем за 2 часа до исследования.

Мундштук должен находиться между зубами и обхватываться губами.

Для полного прохождения потока воздуха через измерительную трубку на нос надевать специальный зажим.

### *Правила выполнения дыхательных маневров*

Программа Валента позволяет проводить исследование двумя способами.

1) **Полное:** включающее проведение маневров МОД, ЖЕЛ вдоха, ЖЕЛ выдоха, ФЖЕЛ вдоха, ФЖЕЛ выдоха, МВЛ.

2) **Сокращенное (скрининг):** ЖЕЛ вдоха и ФЖЕЛ выдоха.

Каждый маневр выполняется не менее 2-х раз (лучше 3) для получения достоверных данных; величина показателей должна мало отличаться; для окончательной оценки берется максимальное значение.

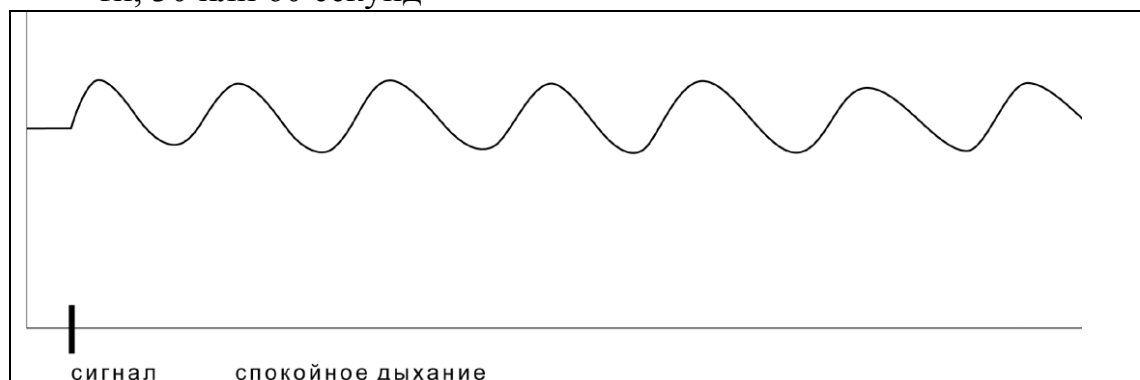
Начинать исследование необходимо с наиболее легкого, постепенно усложняя маневры исследования.

В связи с тем, что результаты исследования в значительной степени зависят от участия обследуемого, перед проведением необходимых маневров необходимо проинструктировать, иногда и продемонстрировать способы их выполнения.

### **Полное исследование**

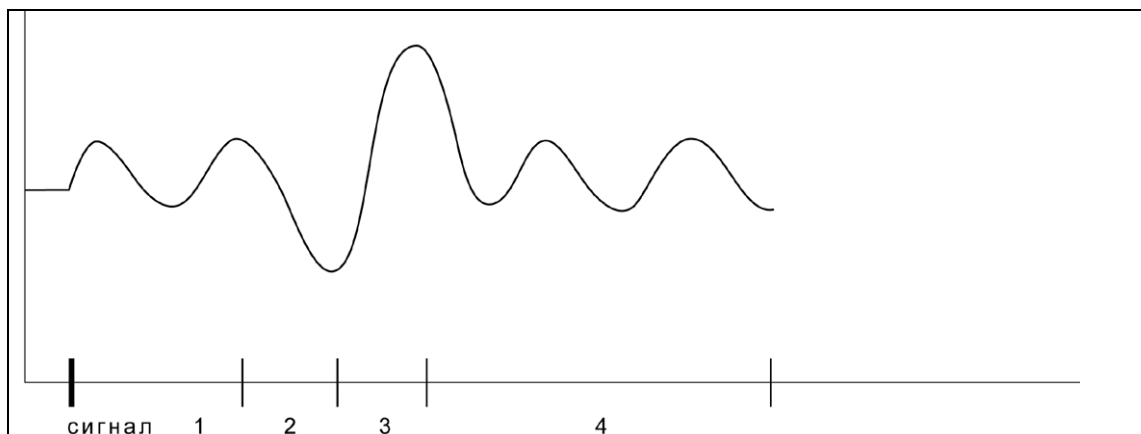
#### **МОД:**

- после звукового сигнала, спокойное обычное дыхание в течение 20-ти, 30 или 60 секунд

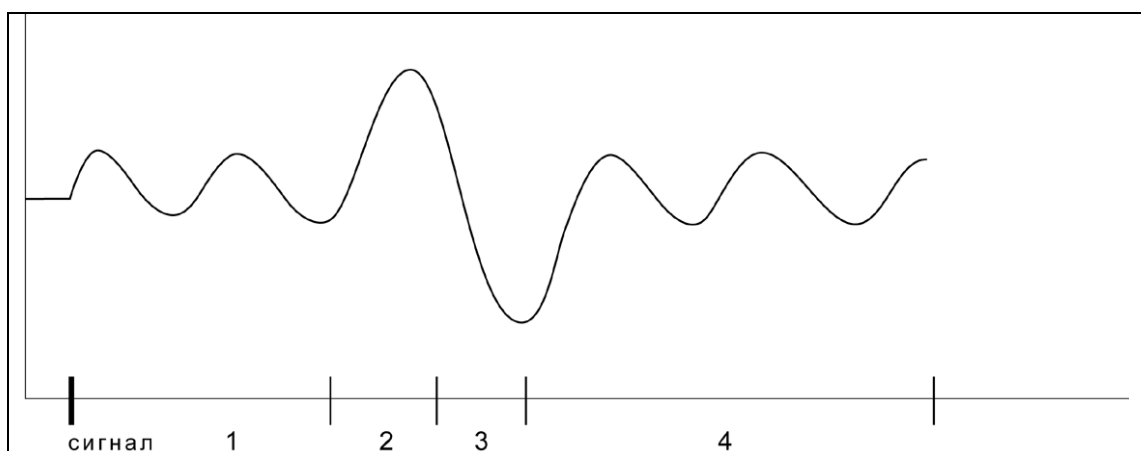


**ЖЕЛ вдоха:**

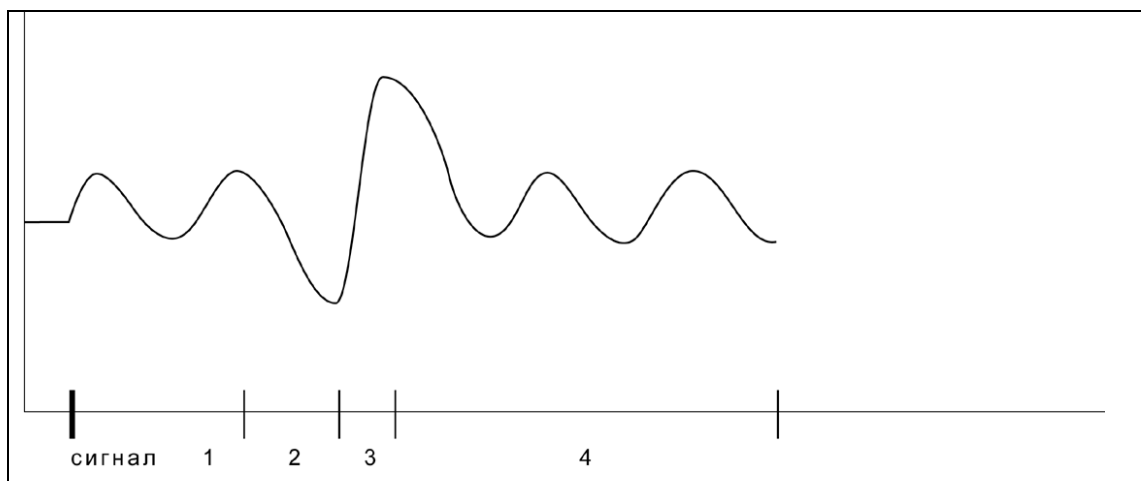
1. После звукового сигнала 2 – 3 спокойных дыхательных цикла;
2. Полный глубокий выдох;
3. Глубокий максимальный спокойный вдох;
4. 1 – 2 спокойных дыхательных цикла.

**ЖЕЛ выдоха:**

1. После звукового сигнала 2 – 3 спокойных дыхательных цикла;
2. Глубокий спокойный вдох;
3. Полный максимальный выдох;
4. 1 – 2 спокойных дыхательных цикла.

**ФЖЕЛ вдоха:**

1. После звукового сигнала 2 – 3 спокойных дыхательных цикла;
2. Полный глубокий выдох;
3. Резкий максимальный вдох с максимальным усилием в первые секунды;
4. 1 – 2 спокойных дыхательных цикла.

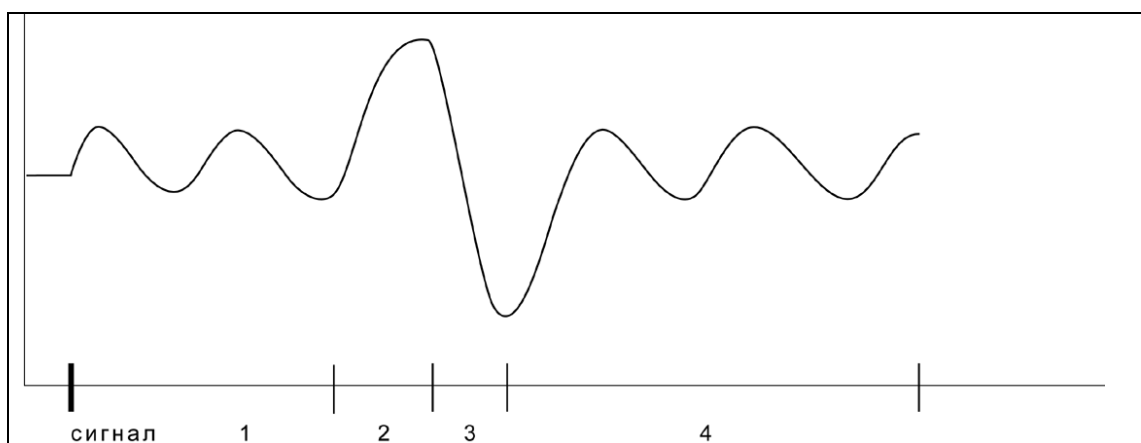


### **ФЖЕЛ выдоха:**

1. После звукового сигнала 2 – 3 спокойных дыхательных цикла;
2. Глубокий спокойный вдох;
3. Максимально резкий полный выдох с усилием на первых секундах;
4. 1 – 2 спокойных дыхательных цикла.

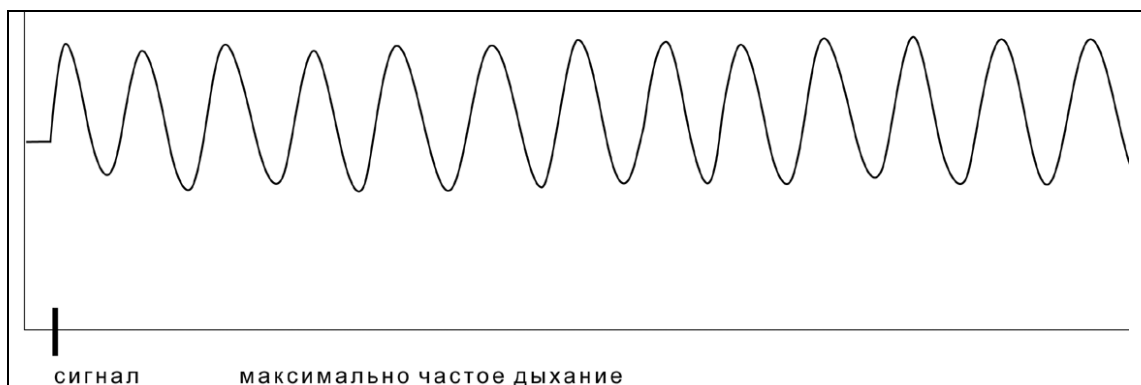
Время выдоха при проведении маневра «Форсированный выдох» не должно превышать 4-х сек.

Выдох должен быть выполнен настолько форсированно и полно, насколько это возможно. При этом начало форсированного выдоха должно быть быстрым и резким, без колебаний.



### **МВЛ:**

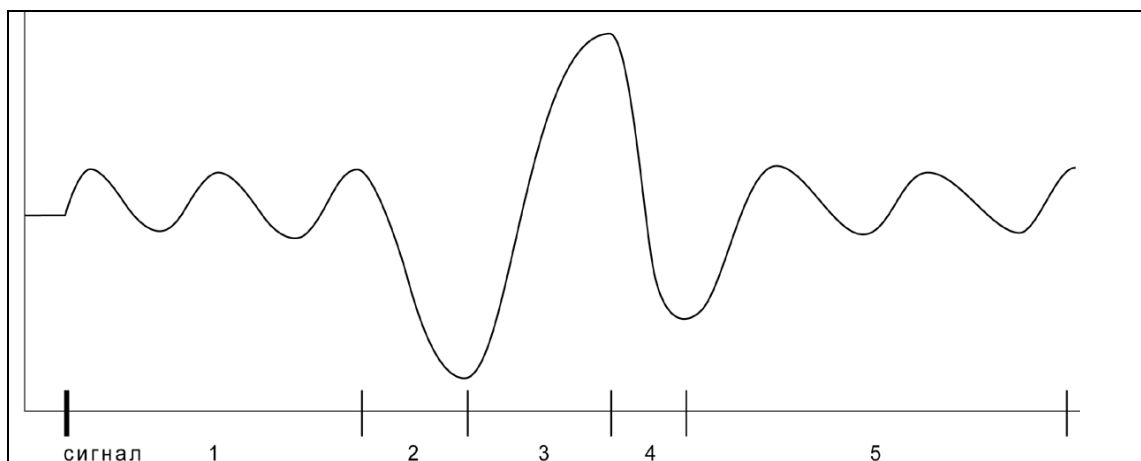
- . после звукового сигнала, пациент должен дышать максимально часто и в то же время как можно более глубоко в течение 12 секунд.



### **Сокращенное исследование**

#### **Скрининг:**

1. После звукового сигнала 2 – 3 спокойных дыхательных цикла;
2. Полный спокойный выдох;
3. Максимально глубокий спокойный вдох;
4. Резкий полный выдох с усилением на первых секундах;
5. 1 – 2 спокойных дыхательных цикла.



#### *Типичные ошибки при выполнении форсированных вентиляционных маневров*

- недостаточно плотное захватывание загубника, приводящее к утечке воздуха между ним и губами пациента;
- неполный вдох;
- несвоевременное, еще до захватывания загубника, начало форсированного выдоха;
- чрезмерное поджатие губ или сжатие зубов;
- отсутствие должного волевого усилия;
- недостаточная продолжительность выдоха;
- преждевременный вдох;
- возникновение кашля в момент выполнения дыхательного маневра.

### 3.2. Подготовка программного обеспечения

- Запустите программу **Валента** (См. приложение А.3.1).
- Вызовите **Журнал** исследования.
- Выберите пациента из базы данных, если он ранее проходил обследование. (См. приложение А.3.2.1). Если известно, что пациента нет в базе данных, сразу переходите к следующему пункту действий.
- Перейдите в диалоговое окно **Новое исследование** (рис. 5.7).

Новое исследование

Исследование Списки Настройки

Пациент Автопоиск

Пациент	Возраст	Дата
Ганюшкин Игорь Геннадьевич	20	24.06.1988
Ганюшкин Игорь Геннадьевич	20	24.06.1988

Фамилия: Ганюшкин Пол: М  
Имя: Игорь Д/р: 24.06.1988  
Отчество: Геннадьевич Возраст: 20  
Адрес: № карты:

Дополнительные данные пациента

Исследование ФВД

ЭКГ КРГ ВелоЭМ ФВД Монитор ЭКГ РВГ РЭГ ТГР ИРГТ РГГ РОГ РЛА РПГ РЕ01 РЕ02 ФКГ Монитор АД Монитор ЭКГ+АД

Дата: 25.02.2009 Направлен: ПМЗ ТПУ  
№: 45 Исследование провел: Аристов Александр Александрович  
Первичный Анализ выполнил: Аристов Александр Александрович  
Примечание:

Дополнительные данные исследования

Рост: 192  
Вес: 70  
Атм давление: 760  
Влажность: 70

Валента  
Очистить  
Запись  
Выход

Рис. 5.7. Диалоговое окно «Новое исследование»

- В диалоговом окне **Новое исследование** отредактируйте (если пациент есть в базе данных) или заполните паспортные данные для нового пациента (См. приложение А.3.2.2).
- В поле **Исследование** выберите проводимое Вами исследование – **ФВД** (функция внешнего дыхания).
- Заполните остальные поля регистрации исследования.  
Антропометрические данные пол и возраст необходимы для расчета должных величин.
- Нажмите кнопку **Запись** для вызова окна записи (рис. 5.8).

### 3.3. Запись спирограмм

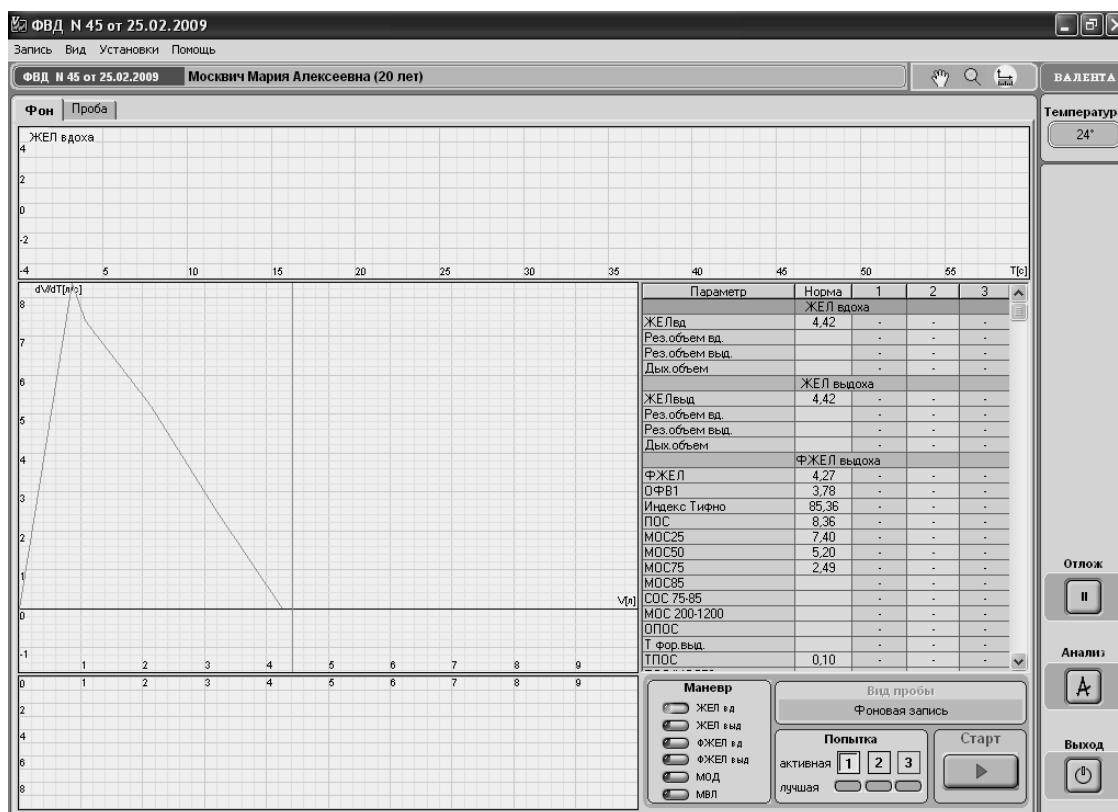


Рис. 5.8. Вид окна записи сигналов методики ФВД

- Нажмите нужную кнопку переключателя **Маневр** в панели **Настройки параметров записи** для выбора проводимого маневра:

- ЖЕЛ вд** – исследование жизненной емкости легких при вдохе;
- ЖЕЛ выд** – исследование жизненной емкости легких при выдохе;
- ФЖЕЛ вд** – исследование форсированной жизненной емкости легких при вдохе;
- ФЖЕЛ выд** – исследование форсированной жизненной емкости легких при выдохе;
- МОД** – определение частоты и минутного объема дыхания;
- МВЛ** – определение максимальной вентиляции легких.

Испытуемый бреет в рот мундштук ДС. Нос должен быть зажат специальным зажимом.

Общее условие, которое необходимо соблюдать для всех маневров – *выполнение маневра начинать с задержки дыхания.*

- Нажмите кнопку **Старт** для начала записи.



- После звукового сигнала испытуемый выполняет дыхательный маневр согласно выбранной методике (п.п. 3.1). Спирографическая кривая выполняемого маневра будет отображаться на экране.

➤ Нажмите кнопку **Стоп/Старт** для остановки записи.

Результаты проведенных маневров отображаются в виде графиков в **Области отображения сигналов** и в виде измеренных показателей в **Таблице параметров** (рис. 5.9).

- Выполните еще две попытки, вновь нажимая кнопку **Старт**.

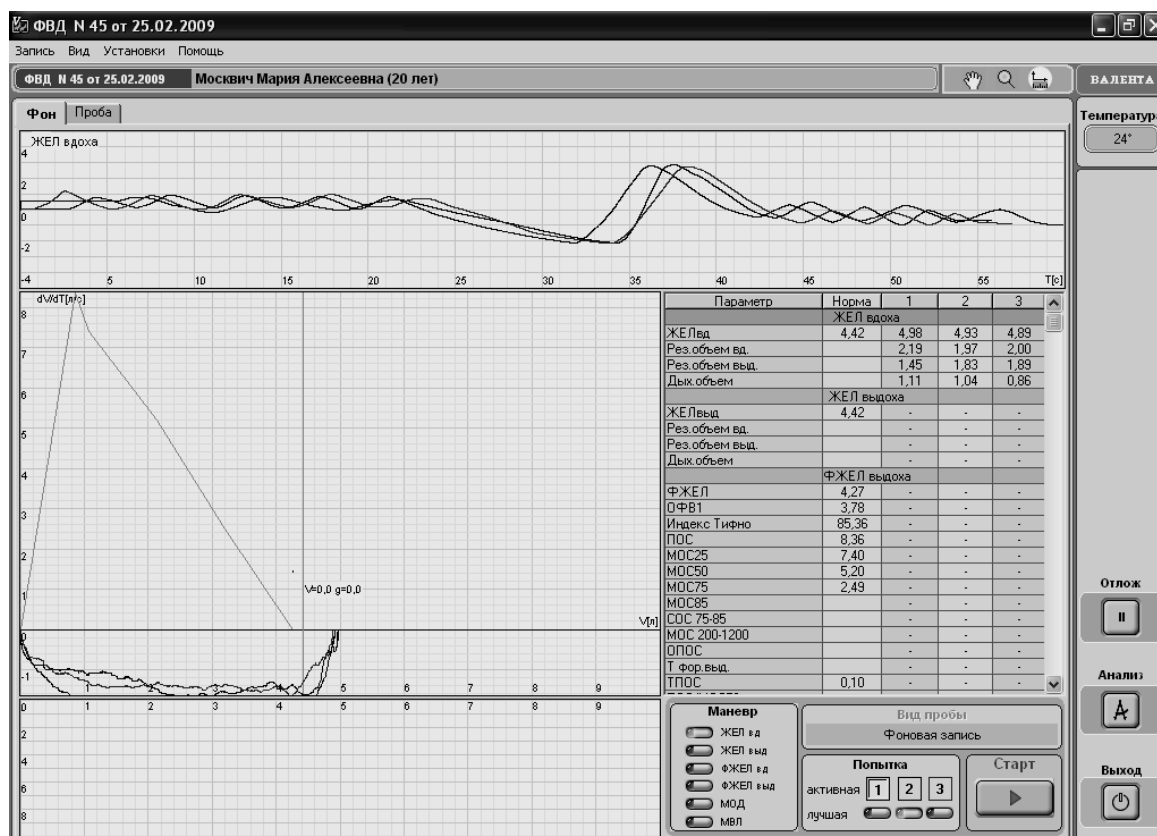


Рис. 5.9. Вид окна записи сигналов методики ФВД после проведения исследования ЖЕЛ вд

Спирограмма каждой попытки отображается своим цветом в соответствии с цветом кнопки переключателя **Попытка – активная** (рис. 5.10).

Оцените достоверность полученных результатов (см. п.п. 2.5).

По каждому маневру на основе просмотра результатов всех попыток укажите наиболее удачную из них, которая будет далее использоваться для анализа.

- Для выбора лучшей попытки, нажмите нужную кнопку переключателя **Попытка – лучшая**. Выбранная лучшая попытка индицируется подсветкой индикатора соответствующей кнопки.



Рис. 5.10. Вид панели «Попытка»

Для анализа выбирайте полученные кривые и их показатели, соблюдая диапазоны воспроизводимости (например, объемы должны отличаться на  $\pm 0,2$  литра). Важно также иметь в виду, что если в процессе одного исследования в ряде повторных измерений оказывается величина, превышающая предел воспроизводимости, то она должна быть отброшена, как недостоверный результат.

Если все-таки не удастся достигнуть воспроизводимости, то следует выбрать кривую, соответствующую критериям достоверности. Из 2 – 3 кривых, соответствующих диапазонам воспроизводимости, выбирайте кривую с наибольшими значениями ЖЕЛ, ФЖЕЛ, ОФВ<sub>1</sub>, ПОС, минимальным значением  $T_{\text{пос}}$ .

- Выполните все описанные выше действия для регистрации спирограмм оставшихся маневров.
- По окончании процесса записи сигналов всех маневров и выбора по каждому из них лучшей попытки нажмите кнопку **Анализ** для вызова программы анализа записанных сигналов. При этом система автоматически сохранит записанный сигнал в базе данных.

Если вы нажмете кнопку **Выход**, система предложит Вам сохранить зарегистрированные данные. Для сохранения сигнала в базе данных нажмите кнопку **Да**. Для отказа от сохранения сигнала нажмите кнопку **Нет**.

### 3.4. Анализ сигналов

После проведения данного исследования корректным считается только оценка состояния ЖЕЛ и проходимости дыхательных путей.

Давать оценку обструктивных или рестриктивных изменений можно лишь в случае длительного динамического наблюдения за пациентами; гарантии правильного проведения маневров; знаний анатомо-физиологических особенностей, анамнеза и данных других исследований.

Вы можете составить заключение по результатам исследования (см. прил. А 3.2.4). Кнопка **Авто** позволяет просмотреть (сравнить) заключение, подготовленное Вами с автоматическим заключением, сделанным программой.

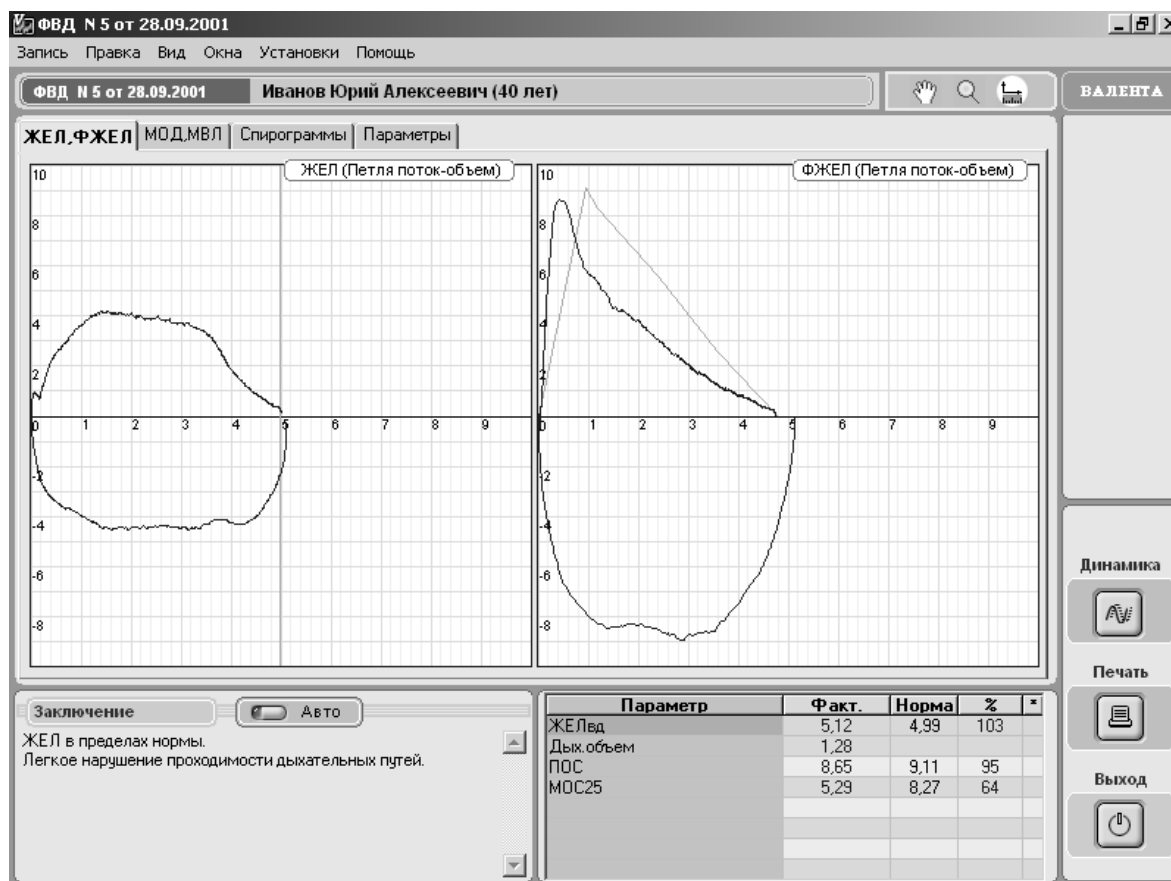


Рис. 5.11. Вид окна анализа методики ФВД. Закладка ЖЕЛ, ФЖЕЛ

В окне **анализа сигналов** (рис. 5.11) на панели отображения графиков представлены зарегистрированные кривые.

Для отображения сигналов, на основе которых следует проводить анализ и давать заключение, предназначены закладки:

- Закладка **ЖЕЛ, ФЖЕЛ** (отображают данные в виде кривых поток-объем);
- Закладка **МОД, МВЛ**;
- Закладка **Спирограммы**;
- Закладка **Параметры**.

На закладке **Параметры** отображаются измеренные и расчетные показатели спирографического исследования (рис. 5.12).

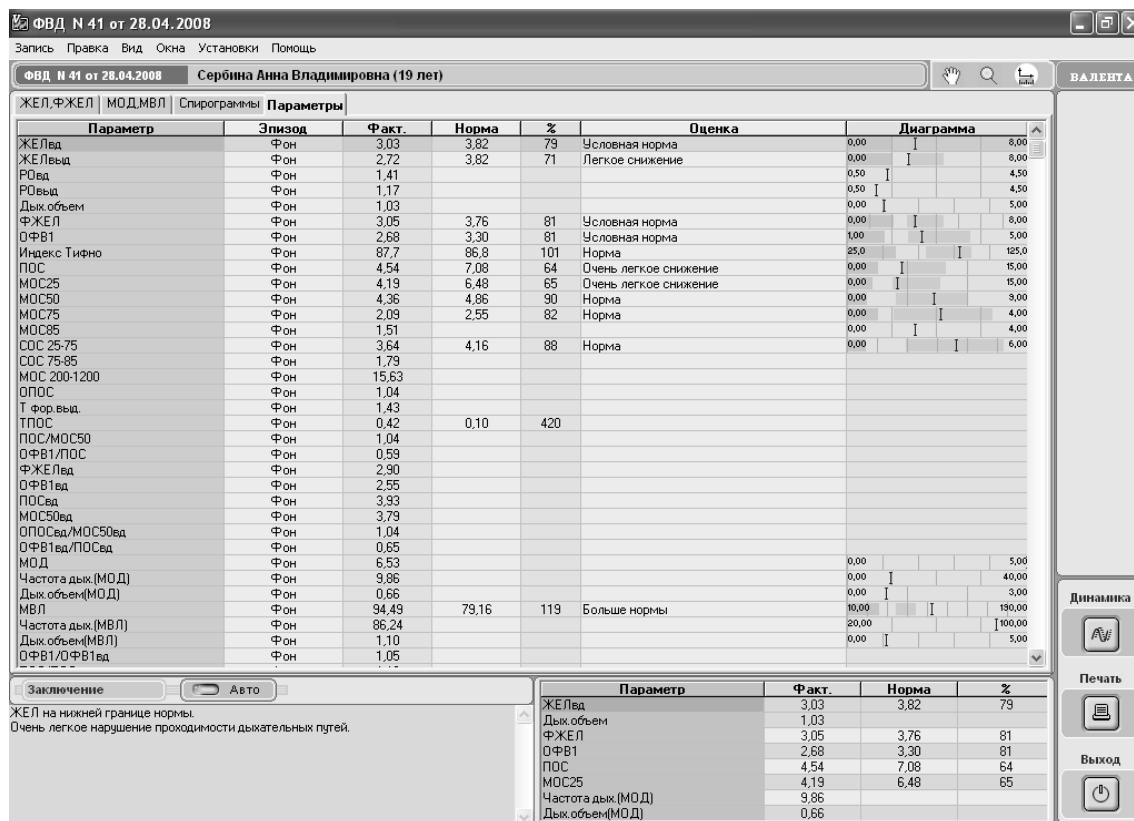


Рис. 5.12. Вид закладки с таблицей параметров

Таблица математических параметров состоит из столбцов:

- В левом столбце **Параметр** отображаются наименования параметров спирографического исследования.
- Второй столбец указывает на тип проводимого исследования.
- Остальные столбцы содержат фактические, оценочные и нормативные параметры соответственно указанным отведениям.
- Нажмите кнопку **Печать** для подготовки документа с результатами указанного исследования.

### 3.5. Печать результатов

- В открывшемся окне **Печать** (рис. 2.13) задайте внешний вид печатаемого документа. Для этого включите в распечатку необходимые разделы спирографических исследований, установив флажки:
  - **Заголовок** – включаются данные, составляющие «шапку» исследования.
  - **Мат. Параметры** – включение в документ таблицы математических параметров.
  - **Заключение** – Вставка заключения в распечатываемый документ.

Включите в распечатку необходимые кривые:

- Петля поток-объем;
- МВЛ;
- МОД;
- Спирограммы ЖЕЛ, ФЖЕЛ.

При необходимости установите поля отступа от краев листа бумаги. Минимальные значения полей обычно составляют 5...6 мм в зависимости от типа принтера.

Настроить параметры имеющегося принтера можно с помощью кнопки **Установки**. При этом выводится стандартное диалоговое окно Windows, где возможно изменение настроек того принтера, на котором будет производиться печать.

Внешний вид распечатываемого документа Вы увидите сразу же на имитации страницы бумажного листа диалога **Печать**. Например, Вы увидите, помещаются ли результаты анализа на одну страницу, или будет использовано две или более страниц для печати. Здесь же отображается информация о документе:

- Лист **n** – номер текущего просматриваемого листа;
  - Листов **n** – общее количество распечатываемых листов в документе.
- Нажмите кнопку **Печать** для вывода на принтер всего документа.



Рис. 5.13. Вид окна «Печать»

#### 4. ВОПРОСЫ К ЗАЩИТЕ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ

1. Строение и функционирование дыхательной системы человека. Регуляция дыхания.
2. Механизмы газообмена в легких. Давление и напряжение газов. Транспорт газов кровью.
3. Укажите виды и соединения гемоглобина.
4. В каких видах переносится кровью углекислый газ?
5. Гуморальная регуляция автоматии дыхательного центра от газового состава крови.
6. Особенности дыхания при мышечной работе, при пониженном и повышенном атмосферном давлении. Искусственное дыхание.
7. Недыхательные функции легких.
8. Нарушения в работе дыхательной системы.
9. Компенсирующие механизмы дыхательных дисфункций.
10. Методы исследования дыхательной системы.
11. Методы исследования функции внешнего дыхания.
12. Статические и динамические спирометрические показатели.
13. Обозначение и объяснение основных измеряемых при спирометрии показателей.
14. Какие из перечисленных ниже объемов нельзя измерить с помощью спирометра: ОЕЛ, ЖЕЛ, ДО,  $PO_{вд}$ , ОО,  $PO_{выд}$ , ФОЕ.
15. Устройство спирографа.
16. Принципы действия и устройство датчиков потока.
17. Пневмотахография.
18. Пикфлуометрия.
19. Методы оценки остаточного объема легких.
20. Методика спирометрического исследования.
21. Правила выполнения дыхательных маневров.
22. Оценка правильности выполнения дыхательных маневров.
23. Выбор спирометрических кривых для анализа.
24. Источники ошибок при спирометрическом исследовании.
25. Влияние факторов внешней среды на спирометрические измерения. Коррекция погрешностей. Приведение к стандартным условиям.
26. Должные величины.
27. Методика оценки результатов спирометрического теста.
28. Основные виды нарушений дыхательной деятельности и виды спирографических кривых (объем-время, поток-объем) при этих патологиях. Объяснить формы кривых.
29. Функциональные пробы.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

### *Литература к лабораторной работе №1*

1. Мурашко В.В. Струтынский А.В. Электрокардиография. – М.: Медицина, 1987. – С. 256.
2. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы: Справочник / Под ред. Т.С. Виноградовой. – М.: Медицина, 1986. – 416с.
3. Мурашко В.В., Струтынский А.В. ЭКГ. – М.: МЕДпресс-информ, 2007.- 320с
4. Струтынский А.В. Электрокардиограмма: анализ и интерпретация. – М.: МЕДпресс-информ, 2007. – 224 с.
5. Орлов В.Н. ЭКГ. - М.: Медицинское информационное агентство, 2006. – 528 с.
6. Минкин Р. Б., Павлов Ю. Д. Электрокардиография и фонокардиография. – Л.: Медицина, 1988. – 256 с.
7. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. Пособие для вузов / А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.; Под ред. А. Л. Барановского и А. П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993. – 248 с.
8. Хэмптон Дж. Р. Основы ЭКГ. – М.: Мед. лит., 2006. – 224 с.
9. Иванов Г.Г., Сыркин А.Л. Электрокардиография высокого разрешения. – М.: Триада-Х, 2003. – 304 с.

### *Литература к лабораторной работе №2*

1. Клиническая реография. / Под ред. проф. В.Г. Шершнева. – Киев: Здоровье, 1977.
2. Матвейков Г.П., Пшоник С.С. Клиническая реография. – Минск: Беларусь, 1976.
3. Осколова М.К., Красина Г.А. Реография в педиатрии. – М.: Медицина, 1980.
4. Полищук В.И., Терехова Л.Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии. – М.: Медицина, 1983.
5. Ярулин Х.Х. Клиническая реоэнцефалография. – Л.: Медицина, 1983.
6. Старшов А.М., Смирнов И.В. Реография для профессионалов: Методы исследования сосудистой системы: Пособие для врачей функциональной диагностики, кардиологов, семейных врачей, ординаторов, интернов, студентов старших курсов медицинских вузов - М.Познавательная книга Пресс, 2003. – 80 с.

7. Методические рекомендации “Комплексная оценка состояния кровообращения и дыхания с помощью метода интегральной реографии тела” Санкт-Петербург ЗАО “ДИАМАНТ, 1998 – Режим доступа: <http://www.diamant.spb.ru/literature.htm>.
8. Реография в клинической практике. Справочное пособие Санкт-Петербург ЗАО “ДИАМАНТ, 1998. – Режим доступа: <http://www.diamant.spb.ru/literature.htm>.

#### *Литература к лабораторной работе №3*

1. Автоматизация определения параметров в кардиоинтервалографии / Грехнев В.А., Кониченко Е.А., Никитина Л.В. // Медтехника, 1993, №6. – С.32 – 33.
2. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие, Самара: Самарский государственный аэрокосмический ун-т, 1999. – 160с.
3. Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.В. Математический анализ измерений сердечного ритма при стрессе. – М.: Наука, 1984. – 219с.
4. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы: Справочник / Под ред. Т.С. Виноградовой. – М.: Медицина, 1986. – 416с.
5. Казначеев В.П., Баевский Р.М., Берсенева А.П. Донозологическая диагностика в практике массовых обследований населения. – Л.: Медицина, 1980. – 207с.
6. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ /Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.:Радио и связь, 1993. – 248с.
7. Навакатикян А.О., Карпенко А.В. Информационные возможности анализа периодической структуры сердечного ритма работающего человека //Физиология человека, 1981. – Т.7, №2. – С.214 – 219.

#### *Литература к лабораторной работе №4*

1. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы (Справочник) Под ред. Виноградовой Т.С. – М.: Медицина, 1986.
2. Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы измерения гемодинамики. – М.: Медицина, 1974.
3. Минкин Р. Б., Павлов Ю. Д. Электрокардиография и фонокардиография. – Л.: Медицина, 1980. – 198 с.
4. Потапов А.И., Самойлов Б.В., Потапов И.А., Технические и аппаратно-программные средства телемедицины: Науч. и учеб.-метод. справ, пособие. – СПб.: СЗТУ, 2005. – 451 с.



*Литература к лабораторной работе №5*

1. Новик Г.А., Боричев А.В. Спирометрия и пикфлоуметрия при бронхиальной астме у детей. Учебное пособие. – СПб.: Издание ГПМА, 2005. – 68 с.
2. Старшов А.М., Смирнов И.В. Спирография для профессионалов. Методика и техника исследования функции внешнего дыхания. Пособие для врачей, студентов и медицинских работников кабинетов функциональной диагностики. – М.: Познательная книга пресс, 2003. – 77с.
3. Стандартизация легочных функциональных тестов. Отчет рабочей группы "Стандартизация тестов исследования легочной функции" Европейского Сообщества Стали и Угля. Официальный бюллетень Европейского Респираторного Общества // Пульмонология. – 1993. – Прил. – С. 6 – 44.
4. Ю.Ф.Сахно, Д.В. Дроздов, С.С. Ярцев Исследование вентиляционной функции легких: Учебно-методическое пособие.М.: Издательство РУДН, 2005. – 83с.
5. Баранов В.Л., Куренкова И.Г., Казанцев В.А., Харитонов М.А. Исследование функции внешнего дыхания. – СПб.: Элби-СПб., 2002. – 302с.
6. Сильвестров В.П., Бакулин М.П., Семин С.Н. и др. Клиническая интерпретация данных исследования функции внешнего дыхания.: Методические рекомендации. – Москва, 1990.
7. Ширяева И.С., Лукина О.Ф., Реутова В.С. и др. Функциональные методы исследования бронхиальной проходимости у детей.: Методические рекомендации. – Москва, 1990.
8. Савельев Б.П., Ширяева И.С. Функциональные параметры системы дыхания у детей и подростков: Руководство для врачей. – М.: Медицина, 2001. – 232 с.

## **ИНСТРУКЦИЯ<sup>1</sup>** по работе с диагностической системой Валента

### **А 1. ВВЕДЕНИЕ**

#### **А 1.1. Назначение и область применения комплекса**

Комплекс аппаратно-программный (Комплекс АПК) Валента в зависимости от состава предназначен для выполнения функциональных исследований сердечно-сосудистой, респираторной и нейрорегуляторной систем организма.

Комплекс обеспечивает запись, измерение параметров, автоматизированный анализ и хранение ЭКГ, реографических и спирографических сигналов, а так же электрических сигналов, соответствующих частотному диапазону фоно- и пульсовых кривых (например, сфигмо-, апекс-, тахоосцилограммы).

Система решает проблему комплексного автоматизированного анализа диагностических данных пациента с выводом на печать документов, содержащих заключения и кривые.

Область применения комплекса – отделения (кабинеты) функциональной диагностики поликлиник и больниц, санатории, физкультурно-оздоровительные и научно-исследовательские медицинские учреждения.

Комплекс не требует специального помещения (кроме шины заземления), однако работа в экранированной комнате или в удалении от мощного электрического оборудования дает заметно лучшие результаты.

#### **А 1.2. Устройство комплекса**

Аппаратно-программный комплекс (АПК) «Валента» формируется на базе персонального компьютера (ПК) типа IBM PC с процессором не ниже чем Intel Pentium II, со струйным, лазерным или матричным (24-х игольчатым) принтером.

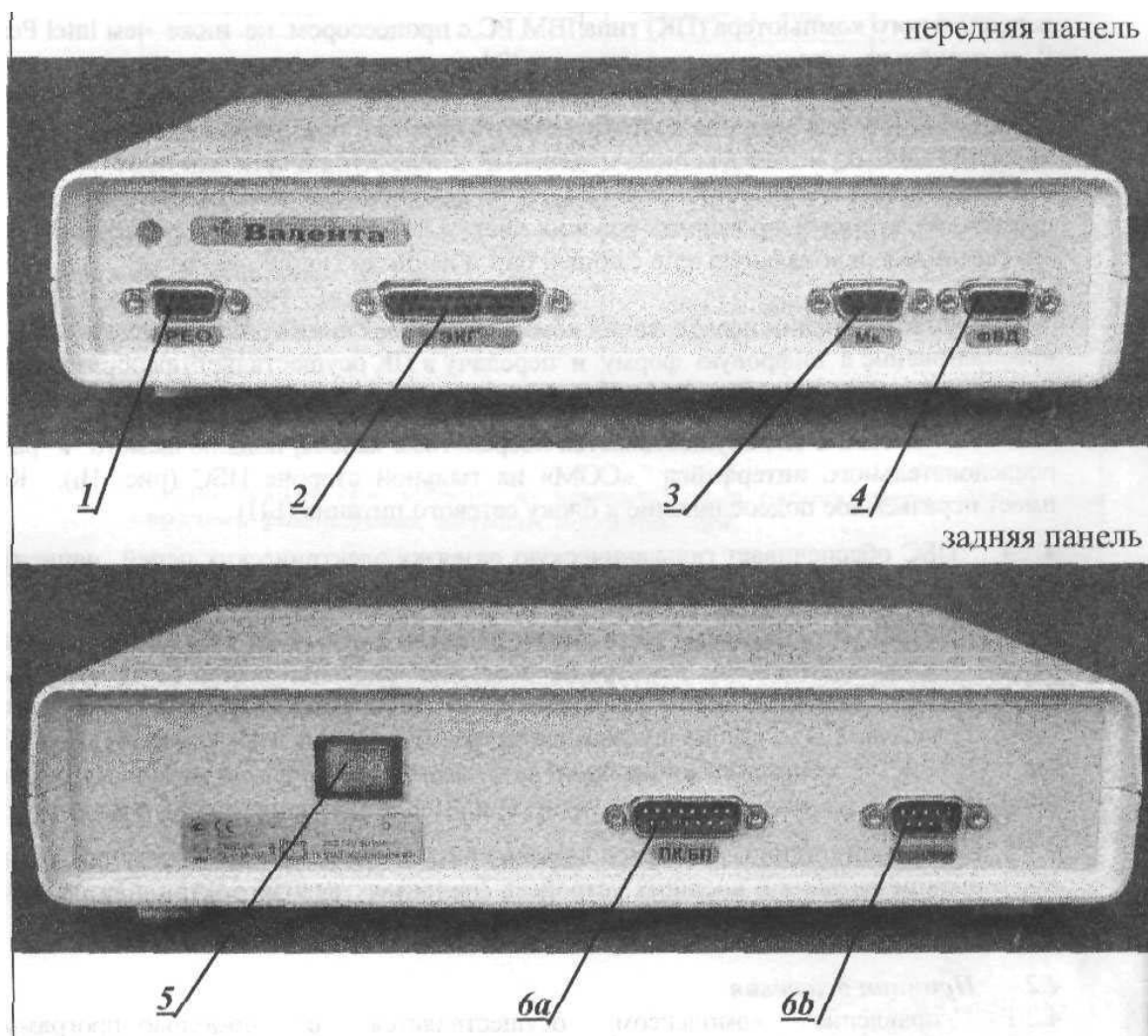
Рекомендуется иметь в составе Комплекса устройство резервирования данных (УР) типа ZIP или CD-RW для ведения долговременного архива и повышения надежности хранения данных; модем для подключения ПК к телефонной сечи или иное телекоммуникационное устройство (УТ). При оснащении в рамках одного АПК нескольких автомати-

---

<sup>1</sup> Данная инструкция не является полной и содержит только сведения необходимые для выполнения лабораторных работ.

зированных рабочих мест (АРМ), все АРМ-ы составляющие АПК объединяются в локальную сеть с общей базой данных.

При выполнении исследований коммутацию всех аналоговых сигналов, их преобразование в цифровую форму и передачу в ПК осуществляет преобразователь биосигналов (ПБС) "Валента" (рис.1).



*Рис. А 1. Вид блока преобразователь биосигналов "Валента":  
1 – вход РЕО; вход ЭКГ (12 стандартных отведений); 2 – вход микрофонных (механоэлектрических) датчиков: ФКГ, СФГ, АКТ; 3 – вход спирометрического датчика (трубки спирометра); 4 – выключатель электропитания; б – выход для связи с компьютером: а) – СОМ, б) – цифровой порт*

Связь ПБС с ПК осуществляется посредством кабеля, подключаемого к разъему последовательного интерфейса «СОМ» на тыльной стороне ПБС (рис. 1, 6б). Кабель имеет неразъемное подсоединение к блоку сетевого питания (БП).

ПБС обеспечивает гальваническую развязку электрических цепей пациента от ПК и БПс электрической прочностью изоляции па напряжении 4кВ.

К ПБС через разъемы на его лицевой панели с помощью кабелей подключаются первичные преобразователи: электроды отведения биопотенциалов (ЭЛ), микрофоны или, иначе, датчики механоэлектрические (ДМ-фоно, ДМ-сфигмо), детектор реографический (ДР), трубка пневмотахомстра или датчик спирометрический (ДС) и иные устройства, обеспечивающие преобразование биологических сигналов различной природы в электрические сигналы низкого или высокого уровня (до  $\pm 5\text{мВ}$  или до  $+2,5\text{В}$ ).

С тыльной стороны ЦБС расположены разъем подключения кабеля соединения с ПК и блоком питания и внешних устройств (например, велоэргометра с автоматически переключаемой нагрузкой).

### **А 1.3. Принцип действия**

Управление комплексом осуществляется с помощью программного обеспечения (ПО), входящего в комплект поставки. Описание ПО приводится в Инструкции по медицинскому применению АПК «Валента».

Программное обеспечение Комплекса обрабатывает полученные от ПБС данные в реальном масштабе времени, выводит па экран монитора графическую информацию, создает архивные файлы, управляет принтером, осуществляет связь с другими ПК через локальную сеть или модем.

ПБС имеет два 12-ти разрядных аналогово-цифровых преобразователя (АЦП), работающих с частотой опроса 4 КГц. Один АЦП работает только с каналом УВЧ и используется, в основном, для съема высокочастотных сигналов с шириной полосы около 1 КГц. Другой АЦП последовательно опрашивает 16 аналоговых каналов, 8 из которых принадлежат только каналам стандартной записи ЭКГ, 4 – каналам УНЧ общего применения по которым принимаются сигналы от различных датчиков. Это могут быть сигналы от датчика спирометрического (ДС), детектора реографического (ДР), датчиков механоэлектрических (ДМ) типа сфигмоманометра, датчиков оптикоэлектрических (ДО) типа фотоплетизмографа и других.

### **А 1.4. Состав комплекса**

Система функциональной диагностики Валента включает:

- Преобразователь биосигналов (ПБС)
- Блок питания (БП)
- Комплект кабелей и первичных преобразователей (датчиков)

- Вспомогательные устройства и программы, обеспечивающие управление комплексом и обработку данных.

Основой аппаратной части диагностического комплекса Валента является универсальный базовый блок – преобразователь биосигналов (ПБС) для ввода сигналов по всем методикам.

Основой программного обеспечения системы является база данных, куда попадает вся информация о пациентах, проводимых исследованиях и данных анализа. Программное обеспечение Валента представляет собой электронный аналог привычной для специалиста истории болезни.

### **А 1.5. Состав методик**

В состав комплекса включаются аппаратура (устройства) и программное обеспечение (программы), сгруппированные в комплекты для выполнения исследований по методикам:

- Электрокардиография (ЭКГ)
- Велоэргометрия (ВЭМ)
- Кардиоритмография (КРГ)
- Функция внешнего дыхания (ФВД)
- Реография (РЕО) в исполнении для реализации методик:
  - Реовазография (РВГ)
  - Реоэнцефалография (РЭГ)
  - Интегральная реография тела (ИРГТ)
  - Тетраполярная грудная реография (ТГР)
- Дополнительно:
  - Реография легочной артерии (РЛА)
  - Реогепатография (РГГ)
  - Реоофтальмография (РОГ)

## **А 2. ПОДКЛЮЧЕНИЕ КОМПЛЕКСА К КОМПЬЮТЕРУ**

### **А 2.1. Подключение ПБС к компьютеру<sup>1</sup>**

Для обеспечения работоспособности комплекса Валента необходимо соединить преобразователь биосигналов (ПБС), персональный компьютер и блок питания.

Подключение производится посредством соединения одного из кабелей блока питания с ПБС, второго – с компьютером. Блок питания имеет два кабеля с разъемами 9-pin и 16-pin .

---

<sup>1</sup> При проведении лабораторной работы данные операции выполняются **только под наблюдением преподавателя.**

- Подсоедините 16-pin разъем блока питания к разъему **ПК/БП** на задней стенке преобразователя биосигналов (рис. А 2).
- Подсоедините 9-pin разъем блока питания к разъему COM1 или COM2 на задней стенке основного блока персонального компьютера (рис А. 3).
- Подсоедините блок питания к сети 220V (рекомендуется использовать сетевой фильтр).
- Включите компьютер.
- Включите преобразователь биосигналов выключателем на задней стенке прибора.
- Дождитесь полной загрузки системы Windows, затем через меню Пуск или иконку на Рабочем столе запустите программу Valenta.
- В Главном окне программы нажмите кнопку **О программе**.

В появившемся окне **О программе** Вы увидите справочную информацию об используемой системе Валента. Если в строке **Номер ПБС** в графе **Версия** отображается номер прибора, значит, подключение прошло успешно.



*Рис. А 2. Задняя панель преобразователя биосигналов и 16-pin разъем блока питания*

### **Примечание:**

Изначально система настроена на использование порта COM1. Если Ваш прибор подключен к порту COM2, необходимо изменить параметры настроек:

- Выберите в меню Главного окна программы пункт Настройки – Общие установки.
- В разделе Аппаратура – COM-порт установите значение [COM2].
- По окончании изменения настроек нажмите **Сохранить**.



*Рис. А 3. Задняя панель компьютера и 9-рип разъем блока питания*



*Рис. А 4. Преобразователь биосигналов и компьютер в сборе с блоком питания*

## А 3. ОСНОВЫ УПРАВЛЕНИЯ ПРОГРАММОЙ ВАЛЕНТА<sup>1</sup>

### А 3.1. Запуск программы

- На Рабочем столе сделайте двойной щелчок по ярлыку **Valenta**.
- или
- Нажмите кнопку Пуск на панели задач Windows. В меню Программы выберите пункт **Valenta** и в раскрывшемся меню – команду **Valenta**. При этом на основной экран Windows выводится **Главное окно** системы Валента (рис. А. 5).

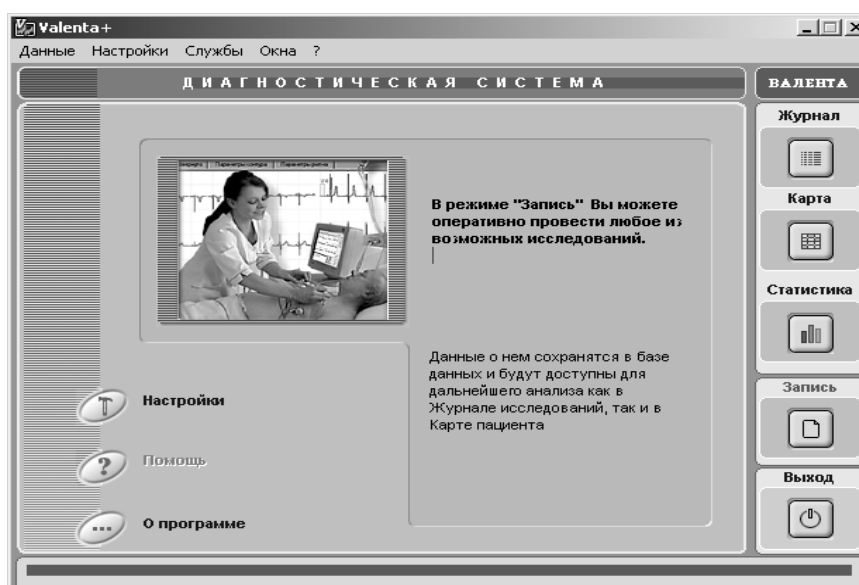


Рис. А. 5. Главное окно управления системой Валента

Главное окно содержит кнопки выбора режима работы: **Журнал**, **Карта**, **Запись**. Это основные режимы работы по приему пациентов, анализа данных текущего приема и комплексного анализа данных обследования пациентов.

Для оперативной работы по приему потока пациентов, т. е. проведения обычного комплекса исследований средним медперсоналом обычно используется Журнал исследований (Журнал).

Для аналитических работ и составления заключений Валента предоставляет Карту пациента (Карта). Карта пациента особенно удобна для работы клинициста, который в реальном времени будет иметь возможность проанализировать все данные на пациента, в том числе в динамике.

---

<sup>1</sup> Данное описание предполагает, что пользователь знаком с приемами работы на персональном компьютере в среде MS Windows



Для вывода на печать сведений о проведенных исследованиях, объемах выполненных работ, загрузке персонала и др. используется режим формирования стандартизованных отчетных форм **Статистика**.

Кроме того, в Главном окне расположены кнопки вспомогательных функций **Настройка**, **Справка** и **О программе**. Это вспомогательные функции, которые позволяют произвести необходимые настройки работы системы и ее внешнего вида, прочитать справочный материал.

### **А 3.2. Проведение исследования**

Программа проведения исследования включает несколько этапов:

- Вызов Журнала исследования, выбор пациента из базы данных
- Переход в меню «Новое исследование»
- Редактирование или заполнение паспортных данных пациента
- Выбор методики и заполнение данных по методике
- Наложение электродов и датчиков согласно выбранной методике
- Инструктаж пациента перед исследованием
- Запись сигналов
- Просмотр и коррекция зарегистрированных сигналов
- Анализ полученных в ходе исследования данных
- Подготовка компьютерного заключения по результатам исследования и его редактирование
- Подготовка к печати и печать результатов исследования
- Выход из программы анализа
- Выход из журнала

Ниже рассмотрены операции по работе с программой Валента на основных этапах исследования.

#### **А. 3.2.1. Вызов Журнала**

Журнал исследований – инструмент для повседневной работы по приему потока пациентов, проведения обычного комплекса исследований средним медперсоналом. Кроме того, в рамках Журнала врач имеет возможность оперативно проанализировать все накопленные данные за произвольный период.

Для вызова Журнала исследований:

- Нажмите кнопку **Журнал** в **Главном окне** системы Валента.

#### **Описание элементов окна Журнал исследований**

Журнал исследований (рис. А 6) включает в себя:

- таблицу зарегистрированных исследований

- заключение по выбранному исследованию
- примечания к исследованию
- графическое изображение кривых исследования
- средства поиска и упорядочения информации
- средства управления

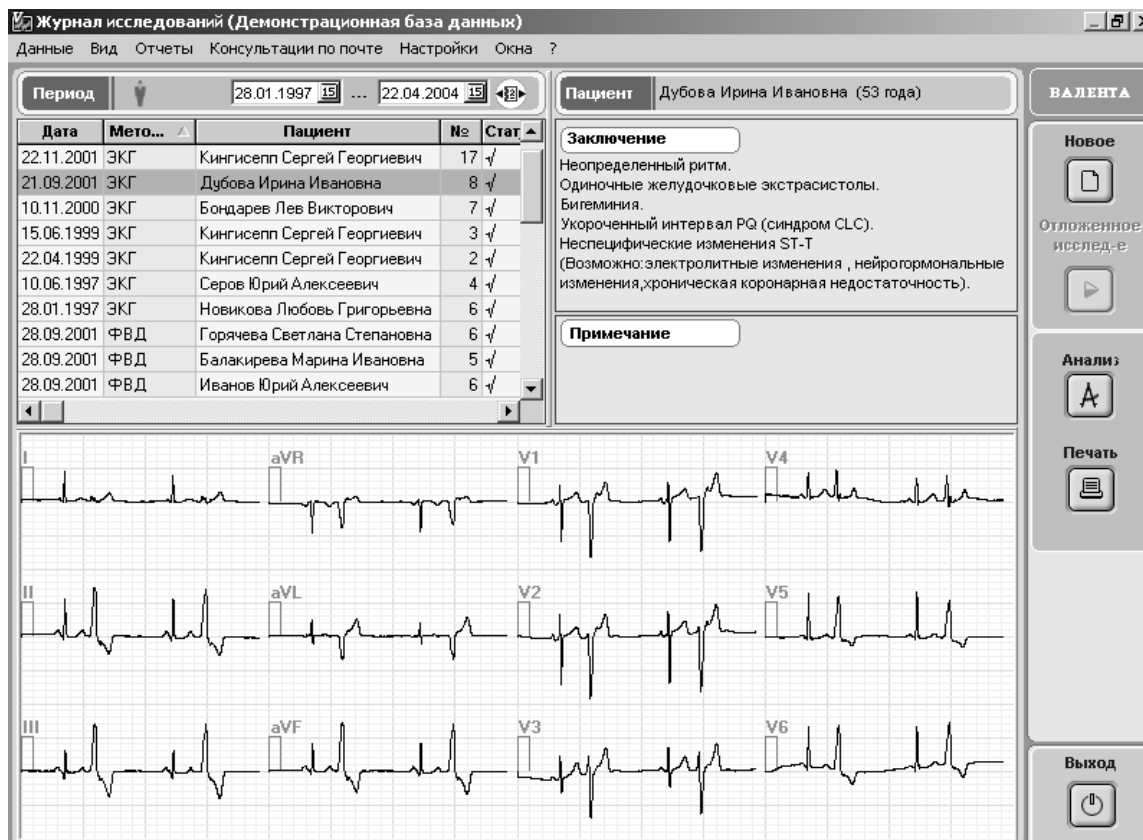


Рис. А 6. Форма «Журнал исследований»

В левой части **Журнала** расположена таблица, содержащая сведения о пациентах, которым были проведены те или иные исследования. В таблице отображаются сведения: о порядковом номере исследования, наименование и дата исследования, ФИО пациента, особенности.

Для таблицы исследований предусмотрено контекстное меню, вызываемое нажатием правой кнопки мыши. Контекстное меню содержит перечень часто используемых функций.

В правой части экрана Вы видите **Заключение**, относящееся к исследованию, которое Вы отметили в таблице. Просмотреть весь текст заключения можно с помощью линейки прокрутки.

В нижней части **Журнала** расположено окно, содержащее сигнальную информацию (графическое изображение кривых исследова-

ния). Все эти данные относятся к указанному в таблице пациенту и исследованию. Вид сигнальной информации зависит от выбранного исследования.

### 3.2.2. Диалоговое окно «Новое исследование»

Для запуска регистрации нового исследования:

- На правой панели управления Журнала нажмите кнопку **Новое**.

Окно **Новое исследование** (рис. А 7) состоит из двух разделов: **Пациент** и **Исследование**.

Пациент	Возраст
Балакирева Марина Ивановна	42
Батыгина Елена Николаевна	51
Бондарев Лев Викторович	28
Варишнюк Виталий Георгиевич	36
Гаврилов Вадим Николаевич	67
Горячева Светлана Степановна	65
Грушицкий Андрей Генадьевич	45
Дубова Ирина Ивановна	55
Зуева Наталья Николаевна	29
Иванов Станислав Алексеевич	68

Рис. А 7. Разделы формы «Новое исследование»

Раздел **Пациент** предназначен для ввода регистрационных данных пациента. Раздел содержит паспортные и другие регистрационные данные, требуемые для идентификации пациента и дополнительные пользовательские поля. Информация, вводимая в разделе **Пациент** (рис. А 8), является идентификационной для конкретного пациента, однажды введенная, она сохраняется для последующей идентификации пациента при проведении повторных приемов.

Пациент		Пациент	Возраст	ат
Фамилия	Иванов	Пол	М	
Имя	Станислав	Д/р	24.07.1935	
Отчество	Алексеевич	Возраст	68	
Адрес	Пл.услуги 8005 кв12	№ карты		
Дополнительные данные пациента				
Категория				
Группа крови				

Рис. А. 8. Верхняя часть формы «Новое исследование» отведена для заполнения регистрационных данных пациента

Раздел **Исследование** (рис. А 9) предназначен для ввода регистрационной информации по проводимому исследованию. Раздел содержит указатель проводимого исследования, поля для ввода регистрационной информации исследования, поля, описывающие некоторые клинические показатели пациента на момент исследования и дополнительные, специфические для Вашего учреждения, поля дополнительных данных исследования.

Исследование	ЭКГ		Параметры	
<input type="radio"/> ЭКГ <input type="radio"/> КРГ <input type="radio"/> ВелоЭМ <input type="radio"/> ФВД <input type="radio"/> Холтер <input type="radio"/> РВГ <input type="radio"/> РЭГ <input type="radio"/> ТГР <input type="radio"/> ИРГТ <input type="radio"/> РГТ <input type="radio"/> РОГ <input type="radio"/> РЛА <input type="radio"/> РПГ	Дата	02.08.2003	Направлен	Пл.услуги 8005
	№	1	Исследование провел	Утехина Галина Анат
	Первичный	<input type="checkbox"/>	Анализ выполнил	Одинцова Надежда А
	Примечание			
	Дополнительные данные исследования			
			Рост	156
			Вес	72
			Арт. давление	170 / 90
			Перенес инфаркт в	

Рис. А 9. Нижняя часть формы «Новое исследование» отведена для заполнения регистрационных данных выбранного исследования

- В открывшемся окне **Новое исследование** приступите к заполнению регистрационных данных пациента.

При регистрации пациента в окне **Новое исследование**, если вызов окна произведен из Журнала исследований или Карты пациента, регистрационные данные заполняются автоматически на основании указанного пациента в Журнале или Карте.

- Если предполагается запись исследования для нового, первичного, пациента, очистите все регистрационные данные с помощью кнопки **Очистить**, далее заполняйте поля данных согласно Инструкции.

#### *Заполнение паспортных данных пациента*

- Если пациент первичный, а в регистрационных полях присутствует какая-либо информация, нажмите кнопку **Очистить**. Если пациент повторный, при необходимости отредактируйте его данные.
- Выберите из списка пол пациента (Пол).
- Введите фамилию пациента в поле **Фамилия**. По мере ввода букв в поле подставляется фамилия, если она ранее уже вводилась в базу данных. Вы можете принять вариант или не обращать на это внимание, продолжая ввод. Вы можете выбрать нужную фамилию из списка: треугольник в поле Фамилия.
- Заполните аналогичным образом поля **Имя** и **Отчество**.
- Далее, вводите последовательно дату рождения или возраст, № карты пациента и адрес.
- Введите, при необходимости, дополнительные данные пациента, выбрав из списка или набрав на клавиатуре.

Поля **Фамилия**, **Имя**, **Отчество**, **Пол**, **Дата рождения** или **Возраст** являются обязательными для заполнения, т.к. являются идентификационными при поиске пациента.

#### *Выбор методики, заполнение данных по методике, переход в режим Запись*

- Перейдите в раздел **Исследование**.
- В поле Исследование (рис. А 9) укажите нужное исследование, отметив щелчком мыши соответствующую позицию в списке исследований в левой части раздела Исследование. Отмеченная позиция подсвечивается с помощью индикатора. При необходимости, пролистайте список с помощью линейки прокрутки.
- Заполните остальные поля регистрации исследования вводом с клавиатуры или выбирая нужное значение из списков.

При выборе нового исследования в правой части раздела выводится блок полей клинических данных и параметров, требующих заполнения и используемых системой для автоматического анализа регистри-

руемых сигналов и расчетов показателей исследования. Поэтому, для получения более точного автоматического заключения требуется внимательно подойти к заполнению данных полей.

Набор полей для заполнения зависит от выбранной методики. Например, при проведении исследования ВЭГ необходимо заполнить поля верхней и нижней границ артериального давления.

- Нажмите кнопку **Запись** для вызова окна записи.

Если поля, обязательные для заполнения, не заполнены, после нажатия кнопки **Запись** система выводит диалоговое окно с напоминанием, какие данные должны быть введены до начала записи сигналов.

- При выводе сообщения о некорректности введенной информации нажмите **Ок** и проверьте полноту и правильность заполнения регистрационных данных пациента.
- Повторно нажмите кнопку **Запись**. При этом откроется окно записи сигналов.

#### **А. 3.2.3. Диалоговое окно «Запись сигналов»**

Структура окна записи сигналов и элементы управления являются специфичными для каждого вида проводимого исследования. Работа в данных окнах будет более подробно рассмотрена при описании хода выполнения конкретных лабораторных работ.

В качестве примера ниже приведена работа с диалоговым окном записи ЭКГ.

#### **Окно записи ЭКГ**

В окне записи ЭКГ (рис. А 10) представлены две страницы, отображающие записываемые сигналы:

- Первая страница ЭКГ (12 отведений) позволяет записать 4-х секундный фрагмент ЭКГ (12 отведений)
- Вторая страница Ритм позволяет записать 40-секундный фрагмент ЭКГ (2-е отведение) для анализа ритма

#### *Запись контура*

- Откройте закладку ЭКГ (12 отведений).
- Нажмите кнопку **Старт**.
- Произведите запись ЭКГ<sup>1</sup>. Система автоматически регистрирует 4-х сек. фрагмент ЭКГ.

---

<sup>1</sup> Прибор ПБС должен быть включен и подключен к ПК, электроды для ЭКГ в соответствующих отведениях должны быть наложены на пациента.

- В случае отсутствия сигнала щелкните на переключателе **Непрерывно**. Дождитесь выхода изолинии в нормальное положение. Повторно щелкните **Непрерывно**.
- При необходимости проверьте наложение электродов и включите переключатель **Фильтр** для отсеивания мышечной дрожи.

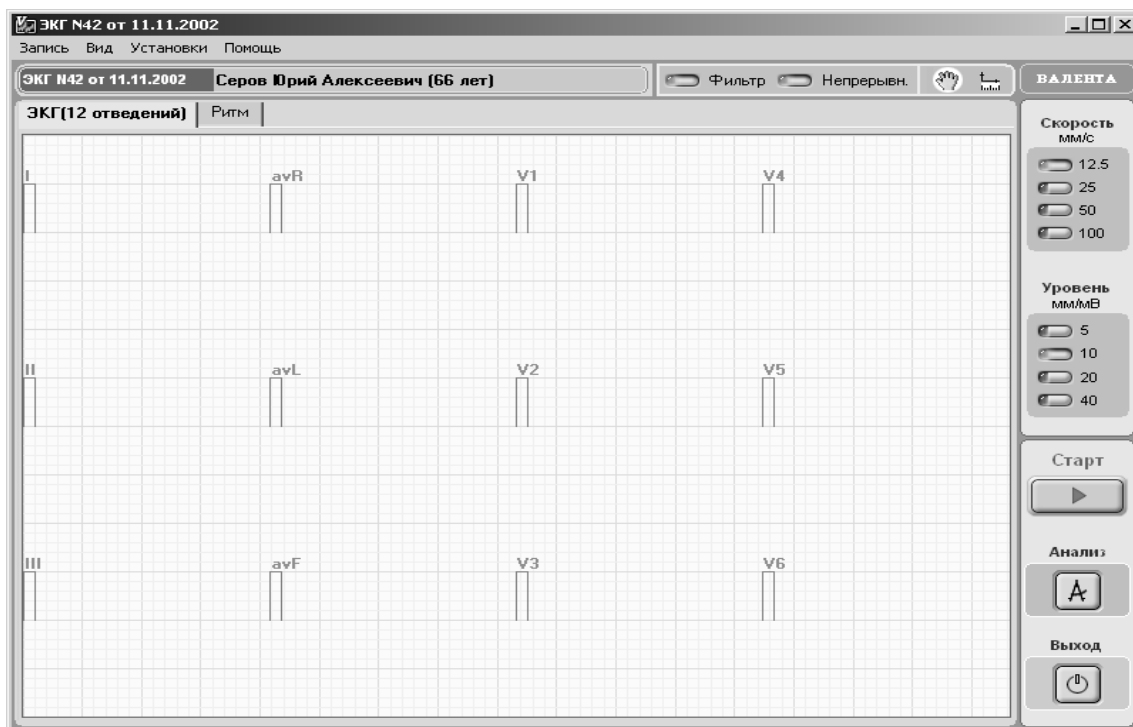


Рис. А 10. Вид окна записи сигналов методики ЭКГ

### Запись ритма

- Откройте закладку **Ритм**.
- Нажмите кнопку **Старт**.
- Произведите запись ритма. Система автоматически регистрирует 40-сек. фрагмент ЭКГ.
- В случае плавания изолинии остановите запись нажатием кнопки **Стоп**.
- Повторите запись нажатием кнопки **Старт**. При необходимости проверьте наложение электродов.

### По окончании записи

- нажмите кнопку **Анализ** для вызова окна анализа ЭКГ.

#### А. 3.2.4. Диалоговое окно «Анализ»

Окно просмотра и анализа сигналов, как и окно записи, специфично для каждого вида исследований и подробно рассматривается в соответствующих лабораторных работах.

Как пример, экран анализа ЭКГ позволяет в полной мере произвести автоматическую и полуавтоматическую обработку, составить корректное заключение и распечатать документы с результатами исследования, включая кривые.

Экран ЭКГ (рис. А 11) содержит регистрационные сведения о пациенте и исследовании, панели переключателей управления работой с графиками и вызова дополнительных функций, а также закладки, отображающие сигналы ЭКГ.



Рис. А 11. Общий вид окна анализа сигналов с активной закладкой 12 отведений ЭКГ

Используя **Панель управления анализом** в процессе анализа Вы можете изменить вид кривой ЭКГ для более удобного просмотра:

- Изменить развертку кривой ЭКГ по горизонтали аналогично скорости записи на обычном электрокардиографе: 25, 50, 100, 200 мм/с.
- Изменить развертку кривой ЭКГ по вертикали аналогично амплитуде записи на обычном электрокардиографе: 5, 10, 20, 40 мм/мВ.



Область **отображения сигналов и расчетных данных** позволяет отображать сигнал ЭКГ в различных вариантах:

- Закладка **12 отведений** отображает 12 отведений записанной ЭКГ.
- Закладка **Развернуто** отображает каждое отведение ЭКГ в увеличенном масштабе с автоматической разметкой.
- Закладка **Ритм** отображает 40-секундный интервал записи II отведения.
- Закладка **Развернуто** (следующая за ритмом страница) отображает кардиокомплексы записи ритма в увеличенном масштабе с автоматической разметкой.

Следующие закладки отображают сводные таблицы параметров:

- Закладка **Параметры контура** отображает сводную таблицу параметров контура.
- Закладка **Параметры ритма** отображает сводную таблицу параметров ритма.

### Панель с таблицей параметров ЭКГ

Параметры ЭКГ просчитываются программой на основании автоматического анализа представительского кардиокомплекса записанной ЭКГ.

### Панель подготовки заключения

Вы можете составить заключение по результатам исследования ЭКГ. Кнопка **Авто** позволяет просмотреть (сравнить) заключение, подготовленное Вами с автоматическим заключением, сделанным программой. Или же используйте автоматическое заключение в качестве шаблона для окончательной корректировки.

### Редактирование компьютерного заключения

Программа первоначально предлагает автоматическое заключение (рис. А 12), сформированное на основании интерпретации данных усредненного кардиокомплекса записанной ЭКГ.

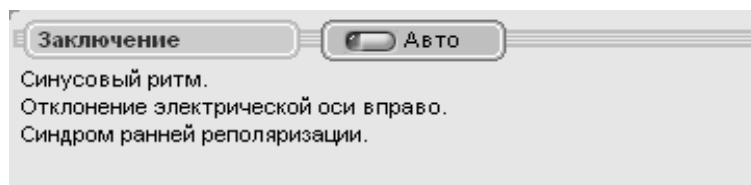


Рис. А 12. Пример автоматического заключения ЭКГ

Для составления собственного заключения по результатам анализа ЭКГ:

- Если переключатель **Авто** включен (индикатор подсвечен), выключите его однократным нажатием (до исчезновения подсветки).
- Установите курсор мыши в область текста заключения и откорректируйте или полностью замените содержимое для формирования собственного варианта заключения.
- Для отображения автоматического заключения, сформированного системой, однократно нажмите кнопку переключателя **Авто** (индикатор подсвечен). Автоматическое заключение редактировать невозможно. При этом, заключение, сформированное врачом, не изменится.
- Для возврата в редактируемое заключение повторно нажмите переключатель **Авто** (до исчезновения подсветки).

Заключение, сформированное врачом, в любой момент может быть изменено или полностью переработано.

Если в течение сеанса работы в заключение были внесены коррективы, по нажатию кнопки **Выход** система попросит подтвердить сохранение изменений в базе данных:

- Для подтверждения изменений нажмите **Да**.
- Для отказа от изменений нажмите **Нет**.
- Для продолжения редактирования заключения нажмите **Отменить**.

#### А. 3.2.5. Подготовка к печати. Печать

- Нажмите кнопку **Печать** для подготовки документа с результатами исследования.
- •В открывшемся окне **Печать** (рис. А 13) задайте параметры документа.

Включите в распечатку необходимые разделы исследования – **Заголовки, Параметры, Заключение** и другие, установив флажки напротив нужных позиций. Вы увидите, помещаются ли результаты анализа на одну страницу, или будет использовано две или более страниц для печати. Здесь же отображается информация о документе:

Лист **n** – номер текущего просматриваемого листа;

Листов **n** – общее количество распечатываемых листов в документе.

- При необходимости установите поля отступа от краев листа бумаги.
- Настроить параметры имеющегося принтера можно с помощью кнопки **Установки**. При этом выводится стандартное диалоговое

окно Windows, где возможно изменение настроек того принтера, на котором будет производиться печать.

- Нажмите кнопку **Печать** для вывода на принтер всего документа.

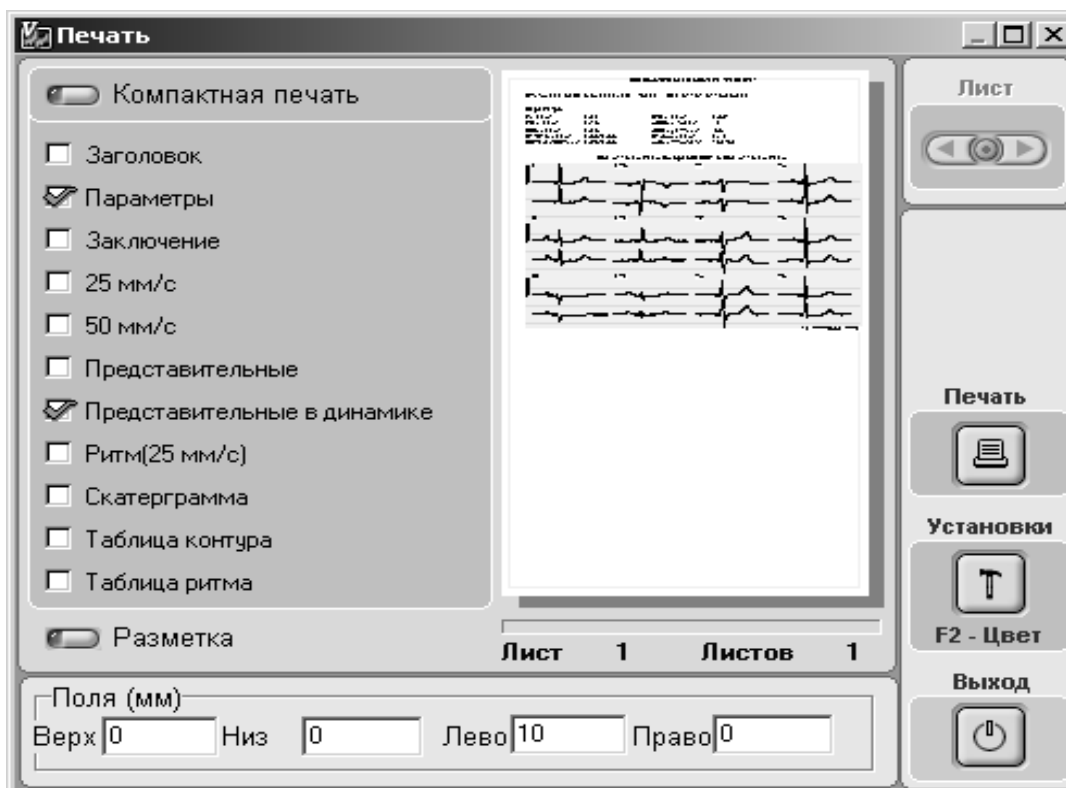


Рис. А 13. Окно «Печать». Внешний вид распечатываемого документа виден сразу же на макете страницы

#### А. 3.2.6. Выход из программы анализа

По окончании анализа данных пациента и вывода всей необходимой информации на печать

- закройте окно анализа нажатием кнопки **Выход**. Кнопка **Выход** расположена в правой нижней части экрана.

После выхода из программы анализа система возвращает Вас в **Журнал** исследований. В список пациентов и исследований добавится новая строка данных только что зарегистрированного пациента и исследования ЭКГ.

#### А. 3.3. Выход из журнала. Завершение работы программы

Для завершения работы с программой:

- Закройте окно **Журнала** нажатием кнопки **Выход**.
- Завершите работу с программой нажатием кнопки **Выход** в Главном окне системы Валента.

## Правила наложения электродов

при различных видах реографических исследований

### Реоэнцефалография – РЭГ

Положение пациента во время исследования (возможные варианты):

- лежа, обязательно используя подушку
- полусидя, с применением стоматологического кресла.

Для установки используются 6 круглых электродов, которые вставляются в отверстия резиновой ленты. Места расположения электродов в ленте определяются индивидуально для каждого пациента из-за разных размеров лобной и затылочной областей.

Расположение электродов на пациенте (рис. Б.1):

- На лобном бугре – на расстоянии 1,5 см от средней линии лба до центра электрода (диаметр электрода 1,5 см). Полученная точка носит название фронтальной – «F»
- За ухом – на сосцевидном отростке, определяя мастоидальную точку «M». Таким образом мы получаем отведение «FM». Эта точка становится общей для обоих отведений.
- Ниже затылочного бугра, влево и вправо по выйной линии – окципитальная точка «O». Образуется отведение «OM».

При необходимости исследовать более локальные отведения необходимо сместить электроды на нужные точки и дать им названия по первым буквам латинских названий изучаемых областей (FF1, FT, TT1 и т.п.).

### Реовазография – РВГ

Положение пациента во время исследования – лежа.

Наложение электродов может проводиться по биполярной и тетраполярным схемам.

*Биполярная схема* (рис. Б.2, рис. Б.3):

- . Формируя отведение, накладываются по 1 линейному электроду у основания пальцев рук или ног.
- . Полученные сегменты назовите «кисть» или «стопа», «предплечье» или «голень».
- . Далее, накладывается электрод ниже коленного (локтевого) сустава, (можно выше). Для этого отведения (сегмента) вторым электродом служит электрод, наложенный ранее на голеностопный или лучезапястный суставы, то есть, общий для обоих сегментов.
- . Назовите сегменты «голень» или «предплечье».

Эти отведения – наиболее принятые при РВГ.

При необходимости электроды можно располагать на участках, интересующих исследователя или лечащего врача, например, палец, плечо, бедро и т. п.

*Тетраполярная схема* (рис. Б.4, рис. Б.5):

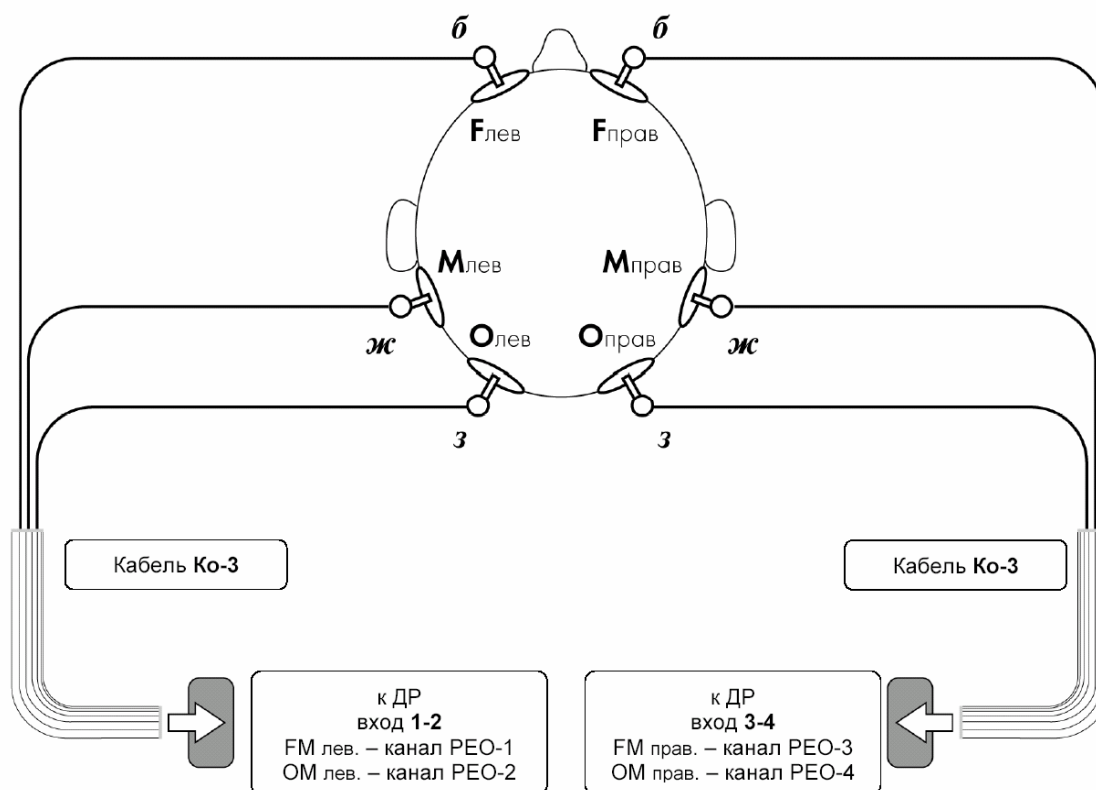
На тех же местах накладываются параллельно по 2 электрода, на расстоянии не менее 1 см. Для лучшего контакта с кожей используйте проводящие растворы.

### **Тетраполярная грудная реография по Кубичеку – ТГР (модификация Пушкаря)**

Положение пациента – лежа.

Наложение электродов (рис. Б.6):

- Через лобные бугры, вокруг головы
- Вокруг шеи
- Вокруг груди, на уровне мечевидного отростка
- Вокруг нижней/3 правого бедра
- Полученный сегмент назовите «грудь».



*Рис. Б. 1. РЭГ (реоэнцефалография)*

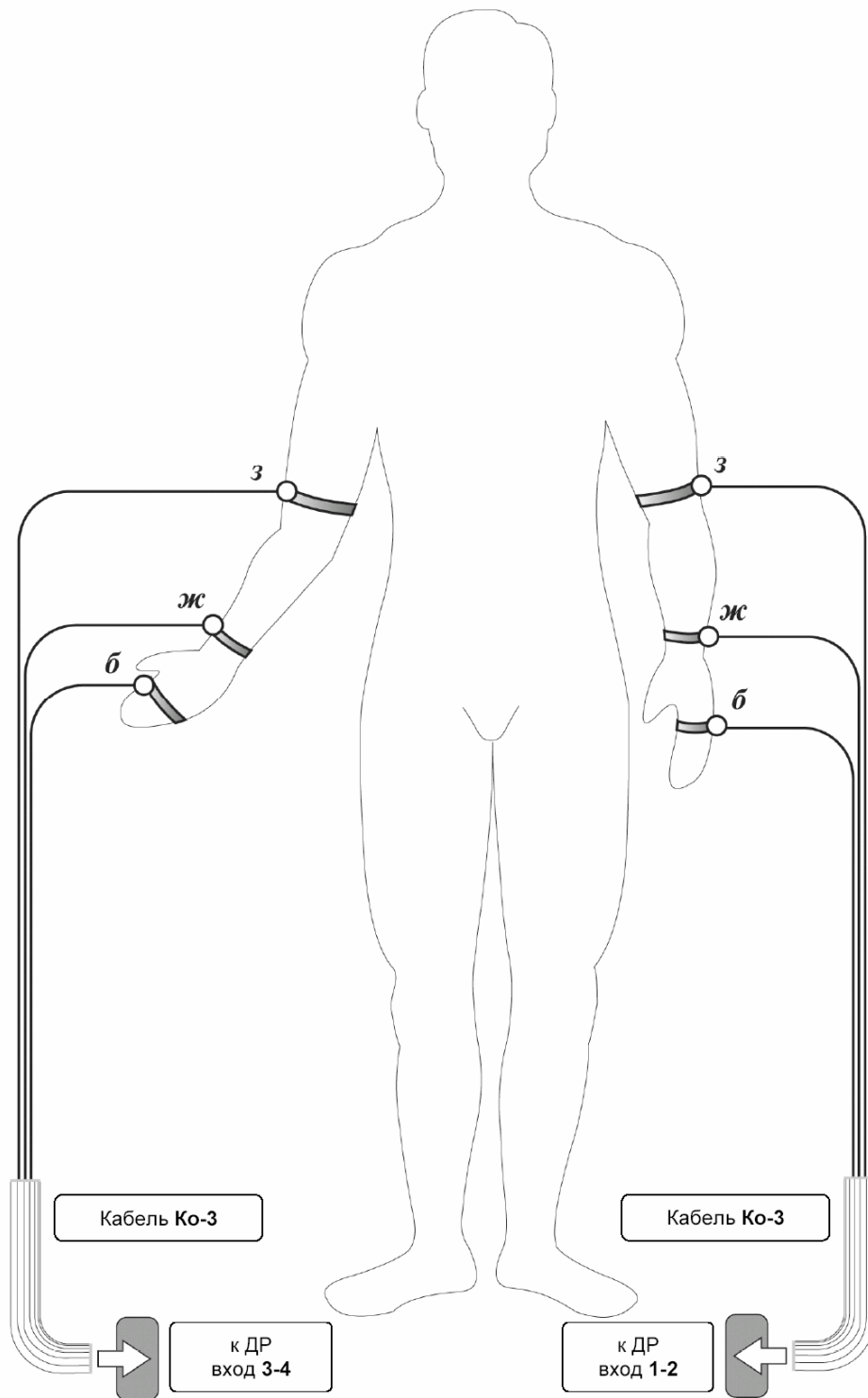


Рис. Б. 2. РВГ (биполярная схема – верхние конечности)

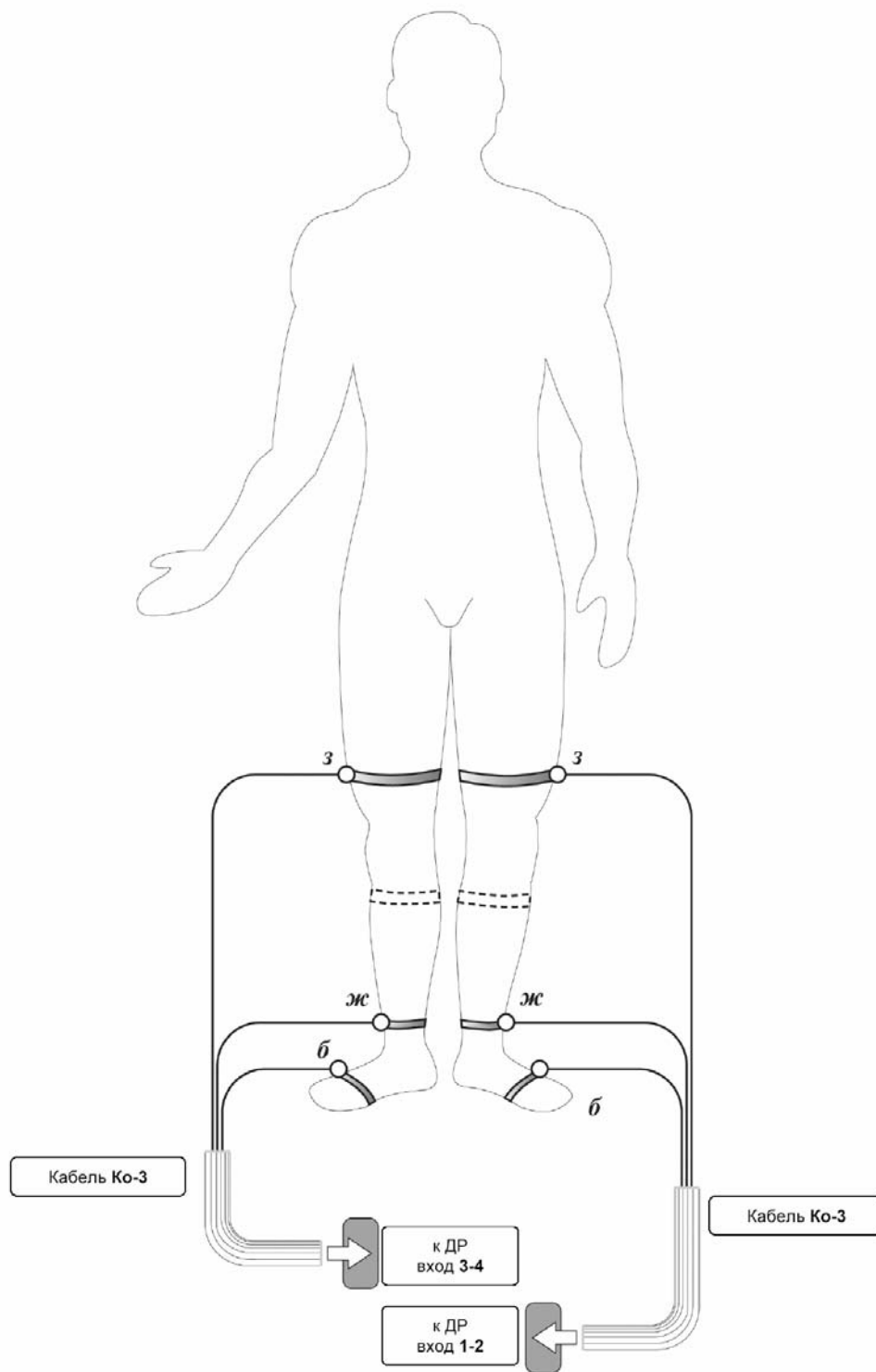
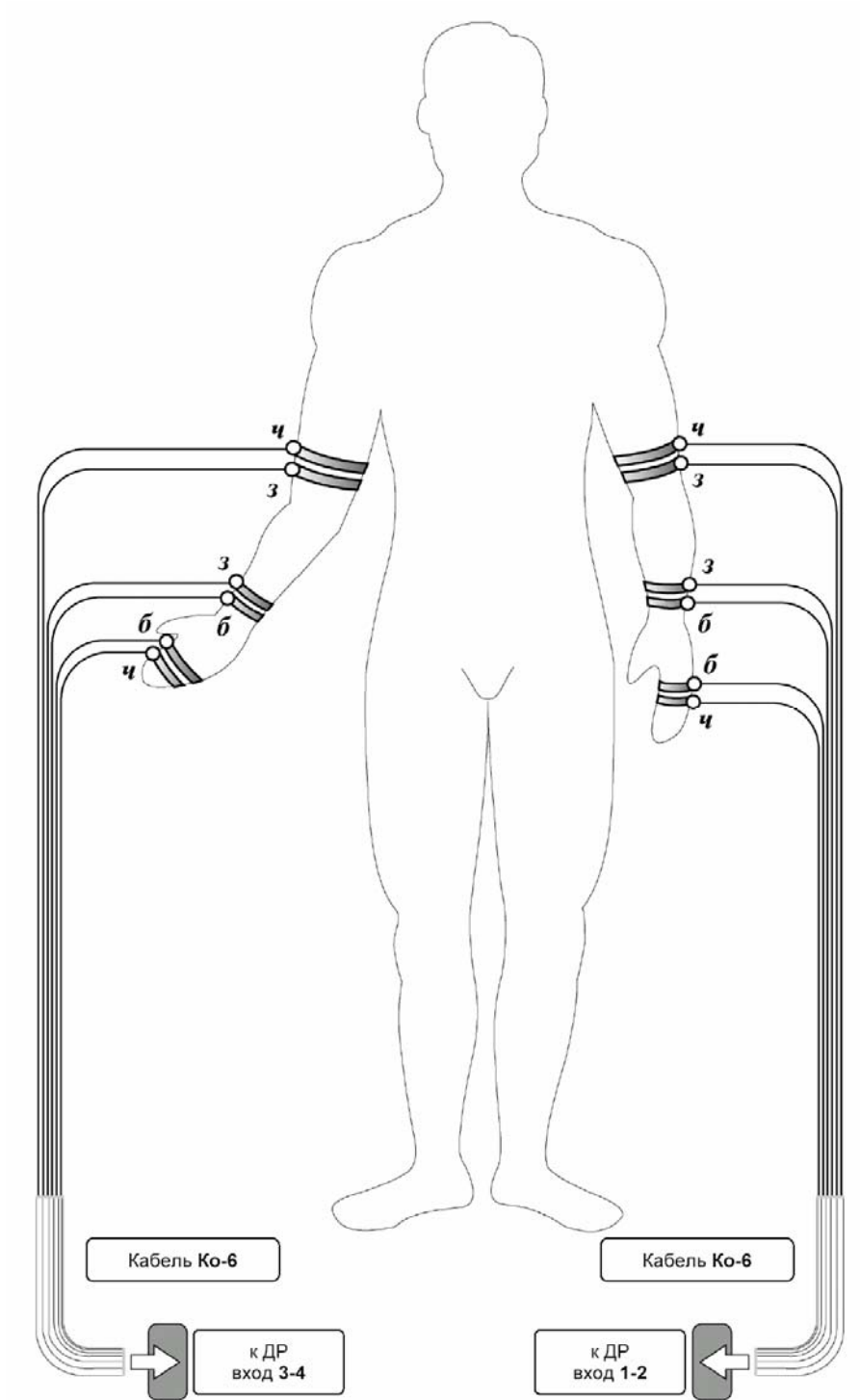


Рис. Б. 3. РВГ (биполярная схема – нижние конечности)



*Рис. Б. 4. РВГ (тетраполярная схема – верхние конечности)*



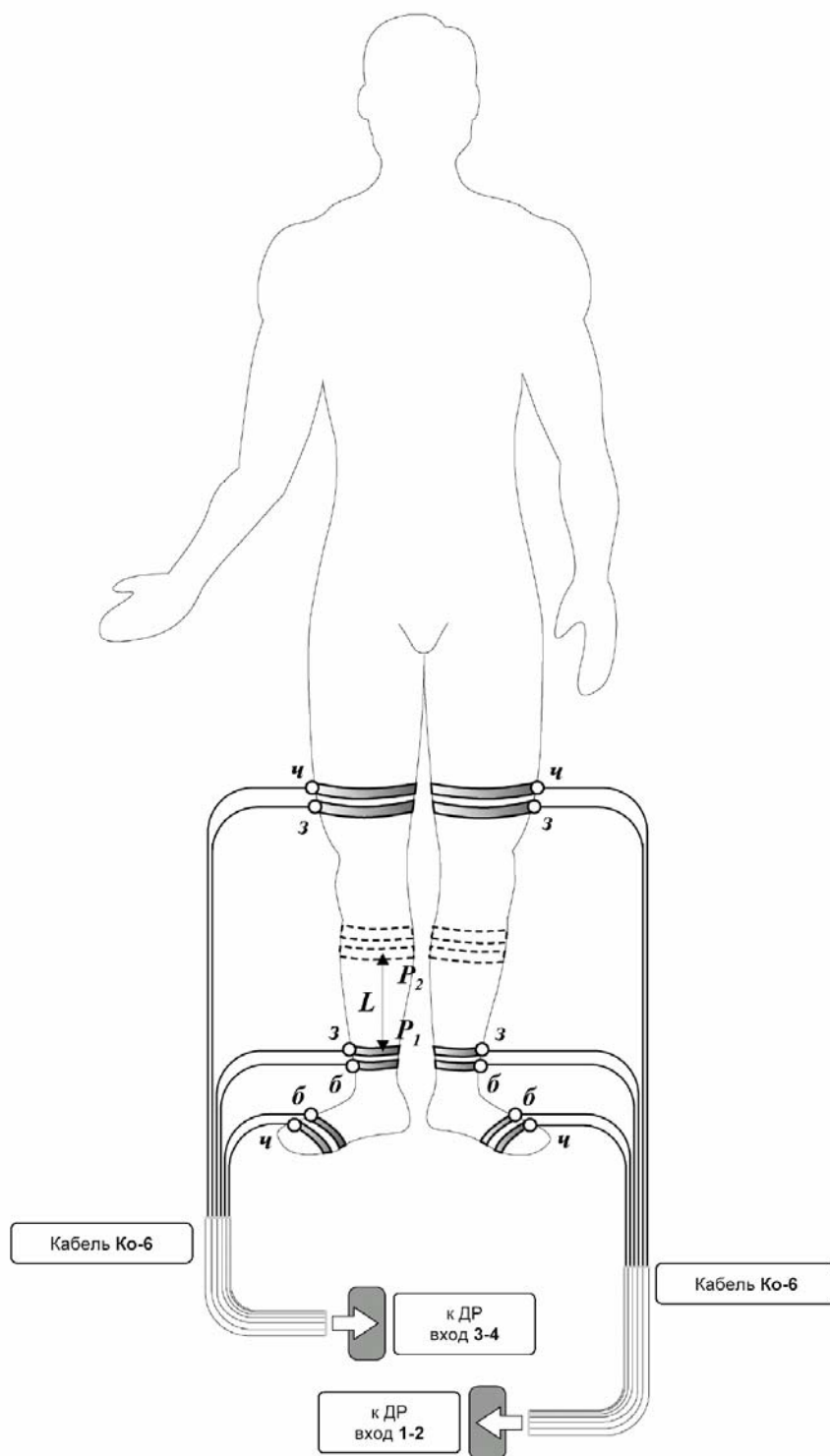


Рис. Б. 5. РВГ (тетраполярная схема – нижние конечности)

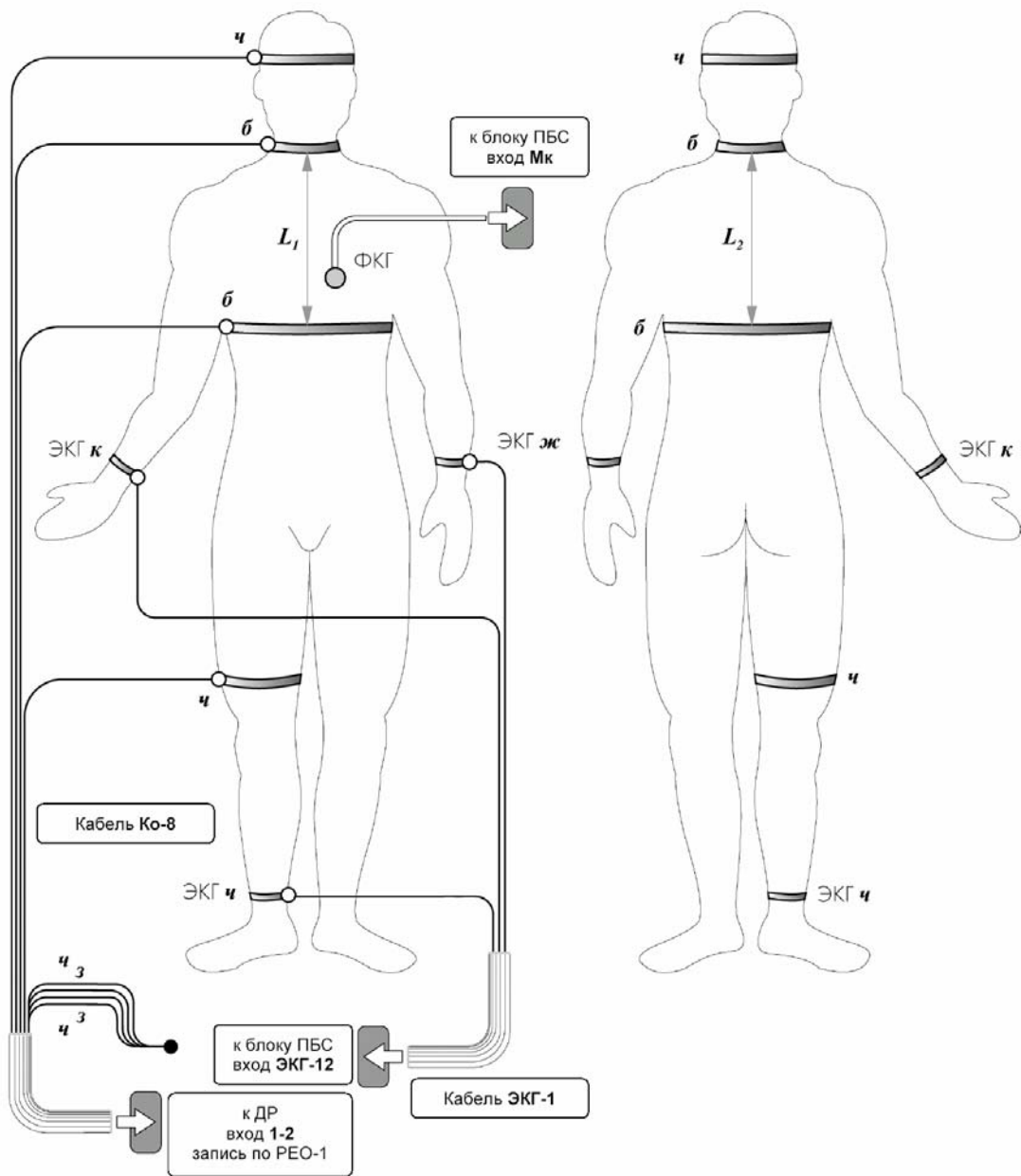


Рис. Б. 6. ТТР (тетраполярная схема по Кубичеку в модификации Пушкаря)

## СОДЕРЖАНИЕ

<b>Лабораторная работа №1. Исследование функции сердца методом электрокардиографии</b> .....	3
1. Исходные данные к выполнению лабораторной работы ...	3
2. Краткие теоретические сведения .....	4
3. Описание электрокардиографа ЭК1Т - 03М .....	11
4. Методические указания к выполнению работы .....	14
5. Вопросы к защите лабораторной работы .....	20
<b>Лабораторная работа №2. Исследование центральной гемодинамики методом интегральной реографии</b> .....	21
1. Исходные данные к выполнению лабораторной работы ...	21
2. Краткие теоретические сведения .....	22
3. Методические указания к выполнению работы .....	32
4. Вопросы к защите лабораторной работы .....	44
<b>Лабораторная работа № 3. Исследование состояния вегетативной нервной системы методом кардиоинтервалографии</b> .....	45
1. Исходные данные к выполнению работы .....	45
2. Краткие теоретические сведения .....	46
3. Описание комплекса “ЭКГ - триггер” .....	55
4. Методические указания к проведению обследования.....	57
5. Вопросы к защите лабораторной работы .....	62
<b>Лабораторная работа № 4. Исследование акустических проявлений работы сердца и оценка фазовой структуры сердечного цикла</b> .....	64
1. Исходные данные к выполнению лабораторной работы ...	64
2. Краткие теоретические сведения .....	66
3. Методические указания к выполнению работы .....	79
4. Вопросы к защите лабораторной работы .....	
<b>Лабораторная работа № 5. Исследование функции внешнего дыхания. Методом спирометрии</b> .....	88
1. Исходные данные к выполнению лабораторной работы ....	88
2. Краткие теоретические сведения .....	89
3. Методические указания к выполнению работы .....	105
4. Вопросы к защите лабораторной работы .....	117
<b>Список литературы</b>	
<b>Приложение А</b>	
Инструкция по работе с диагностической системой Валента .....	121
<b>Приложение Б</b>	
Правила наложения электродов при различных видах реографических исследований .....	139

Учебное издание

АРИСТОВ Александр Александрович

## ТЕХНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Практикум

В авторской редакции

Верстка  
Дизайн обложки

Подписано к печати 00.00.2008. Формат 60x84/16. Бумага «Сне-  
гурочка».


Печать Хероx. Усл. печ. л. 000. Уч.-изд. л. 000.

Заказ ХХХ. Тираж ХХХ экз.



Томский политехнический университет  
Система менеджмента качества  
Томского политехнического университета сертифи-  
цирована  
NATIONAL QUALITY ASSURANCE по стандарту ISO  
9001:2000



ИЗДАТЕЛЬСТВО  ТПУ. 634050, г. Томск, пр. Ленина, 30.