

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

Факультет компьютерного проектирования

Кафедра электронной техники и технологии

**П. В. Камлач, И. И. Ревинская, В. И. Камлач**

**МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КОНТРОЛЯ ФИЗИЧЕСКИХ  
И МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ.  
ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ**

*Рекомендовано УМО по образованию в области информатики  
и радиоэлектроники в качестве пособия для специальности  
1-39 80 03 «Электронные системы и технологии»*

Минск БГУИР 2026

УДК 615.47(076.5)

ББК 53.4я73

К18

Р е ц е н з е н т ы:

кафедра «Конструирование и производство приборов»  
Белорусского национального технического университета  
(протокол № 11 от 13.05.2022);

доцент кафедры стандартизации и метрологии  
учреждения образования «Белорусский государственный аграрный  
технический университет»  
кандидат технических наук, доцент А. В. Кудина

**Камлач, П. В.**

К18

Методы и средства контроля физических и медико-биологических параметров. Лабораторный практикум : пособие / П. В. Камлач, И. И. Ревинская, В. И. Камлач. – Минск : БГУИР, 2026. – 80 с. : ил.  
ISBN 978-985-543-693-6.

Лабораторный практикум составлен в соответствии с программой дисциплины «Методы и средства контроля физических и медико-биологических параметров» и состоит из четырех лабораторных работ, направленных на изучение различных методов и средств измерения медико-биологических параметров.

Предназначен для закрепления и углубления теоретических знаний в процессе самостоятельного изучения дисциплины, приобретения практических навыков в области проектирования медицинских аппаратов.

УДК 615.47(076.5)

ББК 53.4я73

**ISBN 978-985-543-693-6**

© Камлач П. В., Ревинская И. И.,  
Камлач В. И., 2026

© УО «Белорусский государственный  
университет информатики  
и радиоэлектроники», 2026

## **СОДЕРЖАНИЕ**

Лабораторная работа № 1. ТРАНСКУТАННЫЙ МОНИТОРИНГ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ .....	4
Лабораторная работа № 2. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА ИНЕРЦИАЛЬНЫМ МЕТОДОМ И МЕТОДОМ ДИФФЕРЕНЦИРОВАНИЯ ....	29
Лабораторная работа № 3. ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ТЕЛА С ПОМОЩЬЮ ОПТИЧЕСКОЙ ПЛЕТИЗМОГРАФИИ.....	48
Лабораторная работа № 4. ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ АУДИОМЕТРИИ....	69

## Лабораторная работа № 1

### ТРАНСКУТАННЫЙ МОНИТОРИНГ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАНИЯ

**Цель работы:** изучить методы и средства исследования функции внешнего дыхания. Изучить описание аппаратно-программного обеспечения транскутанного мониторинга параметров дыхания. Ознакомиться с руководством к эксплуатации спирометра «МАС-1». Определить с помощью спирометра жизненную емкость легких (ЖЕЛ) и составляющие параметры ЖЕЛ, а также оценить корреляцию между измерениями аппаратно-программного комплекса и спирометра.

#### Теоретические сведения

Весь сложный процесс дыхания можно подразделить на три основных этапа: внешнее дыхание, транспорт газов кровью и внутреннее (тканевое) дыхание. В данной работе будет рассматриваться процесс внешнего дыхания.

Внешнее дыхание – газообмен между организмом и окружающим его атмосферным воздухом. Внешнее дыхание включает обмен газов между атмосферным и альвеолярным воздухом, а также газообмен между кровью легочных капилляров и альвеолярным воздухом.

Дыхательный цикл включает фазы вдоха и выдоха (рисунок 1.1). Вдох (инспирация) – это активный процесс, который начинается с сокращения дыхательных мышц и заканчивается поступлением воздуха в легкие. В обычном вдохе принимают участие следующие главные инспираторные мышцы:

– диафрагма – обеспечивает две трети увеличения объема грудной полости при вдохе. Методом электромиографии установлено, что возбуждение в диафрагме возникает раньше, чем в наружных косых межреберных мышцах. При сокращении поперечно-полосатых мышечных волокон наружных частей диафрагмы ее верхняя часть смещается вниз (при спокойном дыхании на 1,5–2 см, при глубоком – на 10 см), в результате размер грудной клетки увеличивается за счет поднятия нижних ребер;

– наружные косые межреберные межхрящевые мышцы – при сокращении диафрагмальных волокон купол диафрагмы уплощается, объем грудной клетки увеличивается в горизонтальном, фронтальном и сагиттальном направлениях. При измерении окружности грудной клетки на уровне подмышечных впадин установлено, что при вдохе у здоровых молодых мужчин она увеличивается на 7–10 см, а у женщин – на 5–8 см.

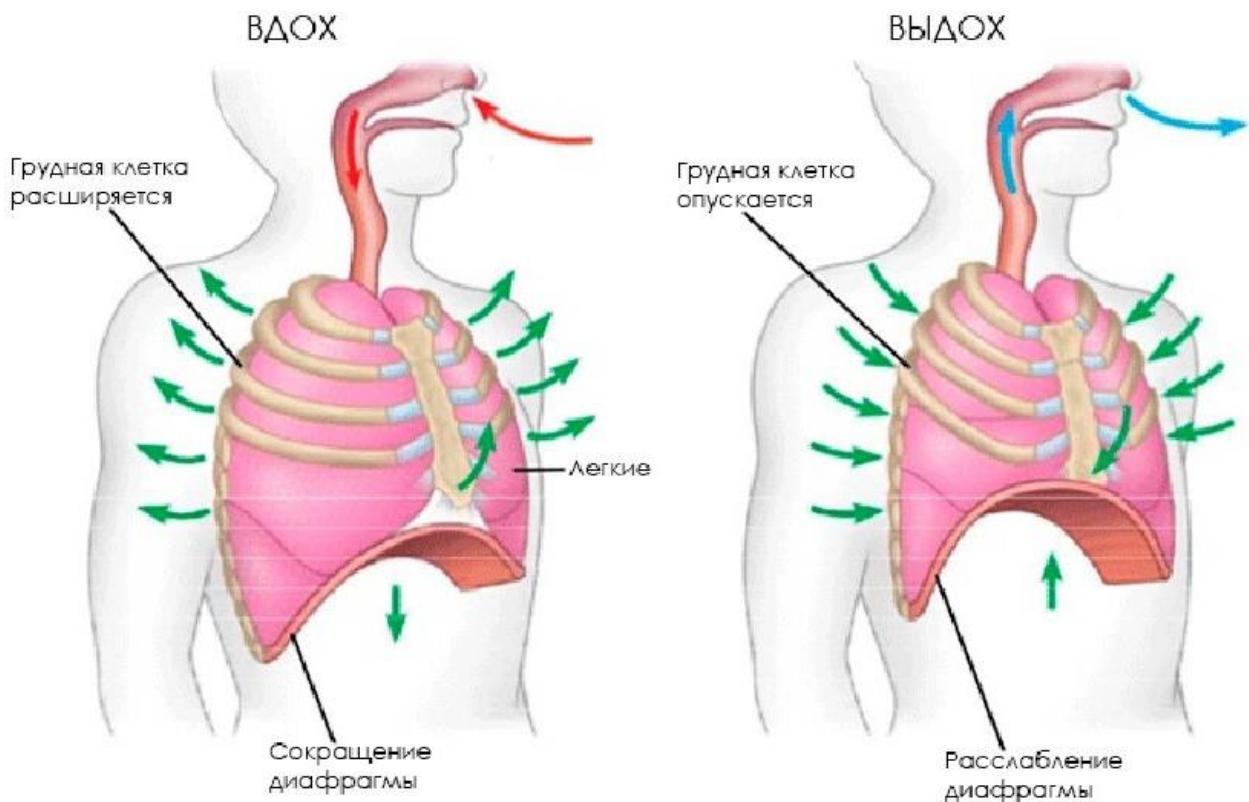


Рисунок 1.1 – Биомеханика дыхательного акта

Различают следующие типы дыхания:

- грудной (реберный) – тип дыхания, при котором преобладают дыхательные экскурсии грудной клетки. Зависит от работы наружных межреберных мышц и преобладает у женщин. Является единственным типом дыхания при значительном асците (скоплении свободной жидкости в брюшной полости), массивных опухолях в брюшной полости, параличе диафрагмы;
- брюшной (диафрагмальный) – тип дыхания, который характеризуется выраженными движениями передней стенки живота, обусловленных смещением органов брюшной полости вниз и в стороны в результате сокращения диафрагмы;
- смешанный – тип дыхания, который, как правило, встречается у детей.

Типы дыхания закрепляются по признаку условного рефлекса. В большинстве случаев у мужчин преобладает брюшной тип дыхания, у женщин – грудной, а у детей – смешанный.

Тип дыхания коррелирует с возрастом (у пожилых людей подвижность грудной клетки меньше, чем у молодых), профессией (у лиц, занимающихся физическим трудом, преобладает брюшное дыхание) и состоянием (во время беременности преобладает грудное дыхание).

Выдох (экспирация) – это выход воздуха из легких. При пассивном выдохе в процессе не участвуют дыхательные мышцы, а тратится энергия, накопленная во время вдоха. В результате расслабления мышц объем грудной клетки уменьшается.

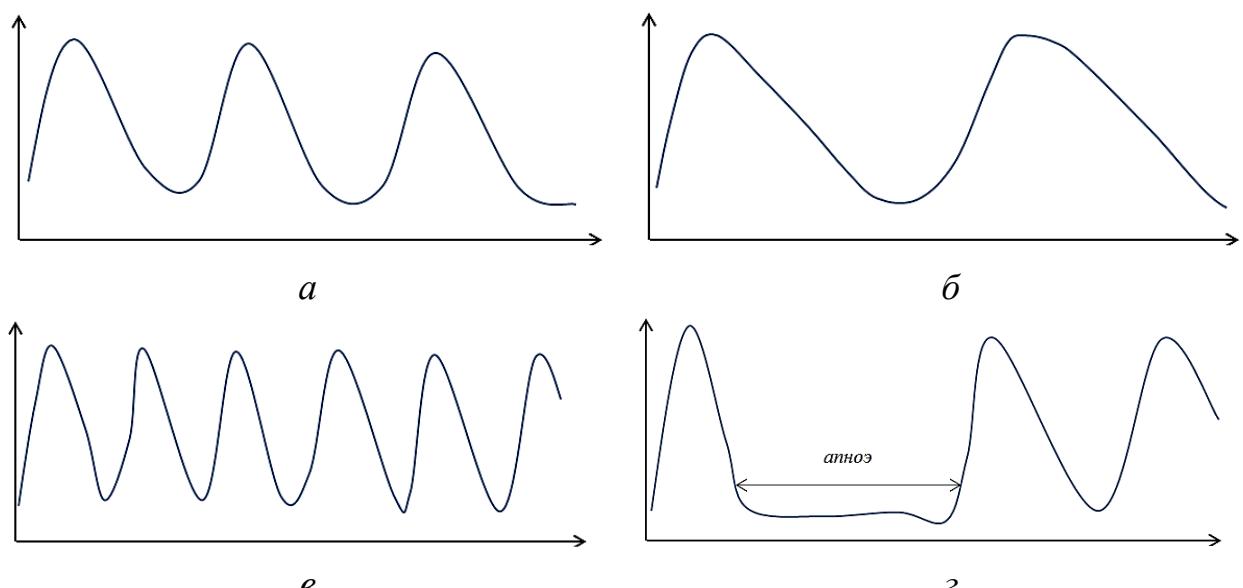
Спокойный выдох осуществляется пассивно, за счет превращения потенциальной энергии, накопленной во время вдоха, в кинетическую. После прекращения сокращения инспираторных мышц ребра и грудина под действием силы тяжести и энергии, запасенной в эластических компонентах грудной клетки, опускаются.

Глубокий выдох происходит при участии экспираторных мышц, т. е. является активным процессом.

Основными экспираторными мышцами являются:

- мышцы живота (косые, поперечная и прямая) – при их сокращении объем брюшной полости уменьшается, давление в ней увеличивается. Это смещает расположенные здесь органы вверх, вследствие чего поднимается купол диафрагмы;
- внутренние косые межреберные мышцы – в результате их сокращения происходит опускание ребер, поскольку благодаря ходу их волокон момент силы для каждого верхнего ребра больше, чем для нижнего.

В норме дыхательные движения ритмичные. Частота дыхания (ЧД) у взрослого человека в покое составляет 12–18 респираций в минуту. Следует отметить два основных типа нарушения дыхания: нарушение частоты дыхания и нарушение глубины дыхания (рисунок 1.2).



*a* – нормальное дыхание; *б* – брадипноэ;

*в* – тахипноэ; *г* – апноэ

Рисунок 1.2 – Типы дыхания

Нарушения частоты дыхания:

- тахипноэ – учащение дыхания (ЧД более 18 раз в мин);
- брадипноэ – частота дыхательных движений составляет менее 12 раз

в мин;

- апноэ – отсутствие дыхания. Апноэ может происходить во сне;
- одышка – нарушение частоты, ритма и глубины дыхания или повышение работы дыхательных мышц, проявляющееся субъективными ощущениями недостатка воздуха или затруднения дыхания.

Причина тахипноэ у новорожденных – это временные трудности с дыханием и низкий уровень кислорода в крови из-за наличия чрезмерного количества жидкости в легких после рождения. Причинами тахипноэ у взрослых могут быть: эмоции, физическая нагрузка, повышенная температура тела. Учащенное дыхание нередко является признаком развивающейся дыхательной недостаточности на фоне заболеваний легких или сердца.

Брадипноэ возникает при поражении и угнетении дыхательного центра на фоне гипоксии, отека, ишемии или воздействия наркотических веществ, а также при несостоятельности хеморецепторного аппарата. При сужении крупных воздухоносных путей отмечается редкое и глубокое дыхание – стенотическое. Повышение артериального давления также вызывает рефлекторное снижение частоты дыхательных движений.

Апноэ – отсутствие дыхательных движений – наблюдается при гипокапнии, снижении возбудимости дыхательного центра вследствие поражения головного мозга, экзо- и эндоинтоксикаций, действия наркотических веществ. Апноэ тесно связано с синдромом внезапной детской смерти. При этом смерть от остановки дыхания наступает у внешне здорового младенца или ребенка до года, а вскрытие не позволяет установить причину летального исхода.

Различают следующие нарушения глубины дыхания:

- гиперноэ – увеличение глубины дыхания;
- гиповентиляция – это снижение глубины и нерегулярный ритм дыхания;
- поверхностное дыхание (гипопноэ) – может возникать при дыхательной недостаточности, особенно на стадии истощения дыхательных мышц;
- гипервентиляция – увеличение частоты и глубины дыхания.

Иные нарушения:

- дыхание Чейна – Стокса – нерегулярное дыхание, характеризующееся постепенным учащением и углублением дыхательных движений, а впоследствии их замедлением и снижением амплитуды с эпизодами апноэ (паузами в

дыхании). Причины: инсульт, метаболическая либо лекарственная энцефалопатия, сердечная недостаточность;

– дыхание Биота – частое и поверхностное нерегулярное дыхание с продолжительными эпизодами апноэ (10–30 с). Причины: повышенное внутричревное давление, повреждение ЦНС на уровне продолговатого мозга, медикаментозная кома;

– дыхание, прерываемое глубокими вдохами («вздыхающее») – среди обычных вдохов появляются одиночные глубокие вдохи и выдохи, часто со слышимым вздохом. Причины: невротические и психоорганические расстройства.

Параметр соотношение вдоха и выдоха. В норме выдох слегка длиннее вдоха. Значительное удлинение выдоха появляется при обострении обструктивных болезней (астма, хроническая обструктивная болезнь легких).

Мониторинг частоты дыхания играет важную роль в контроле и последующем наблюдении за широко распространенными заболеваниями, такими как хроническая обструктивная болезнь легких (ХОБЛ) или апноэ во сне.

Различают контактные и бесконтактные методы мониторинга частоты дыхания. В контактных методах измерения датчик (то есть элемент, на который непосредственно воздействует измеряемая величина) должен находиться в контакте с телом обследуемого. Контактные методы можно классифицировать следующим образом:

1) метод, основанный на респираторном потоке воздуха. Для измерения объема и/или скорости вдыхаемого и выдыхаемого воздуха можно использовать различные датчики: например, дифференциальные расходомер (трубка Флейша или трубка Лилли), анемометры с горячей проволокой, волоконно-оптические расходомеры);

2) метод, основанный на записи звуков дыхания. Во время дыхания звук, производимый воздухом, проходящим через горло и дыхательные пути пациента, может быть проанализирован для исследования фаз вдоха и выдоха, тем самым позволяя оценить частоту дыхания. Дыхательные звуки характеризуются шумом широкого спектра с частотным диапазоном, зависящим от положения датчика на теле (например, во рту, в трахее или на грудной стенке). Наиболее распространенными датчиками являются микрофоны, используемые для регистрации изменений давления воздуха, вызванных звуковыми волнами;

3) метод, основанный на измерении температуры вдыхаемого воздуха. Во время дыхания выдыхаемый воздух теплее, чем вдыхаемый, имеющий температуру окружающей среды. Разница температур между вдыхаемым и выдыхаемым воздухом может достигать примерно 15 °С. Следовательно, различные ти-

пы датчиков температуры (термистор, термопара, пироэлектрический датчик) позволяют оценивать частоту дыхания на основе разницы температур выдыхаемого и вдыхаемого воздуха;

4) методы, основанные на измерении влажности воздуха. Состоят в оценке разницы содержания водяного пара (влажности) между выдыхаемым и вдыхаемым воздухом. Для оценки влажности могут использоваться емкостные, резистивные, оптические датчики и т. д.;

5) метод на основе измерения компонентов воздуха. Измеряется разница содержания  $\text{CO}_2$  во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе с помощью фотодатчика или ИК-датчика;

6) метод, основанный на анализе движений грудной стенки. Могут использоваться:

- датчики деформации;
- датчики импеданса;
- датчики движения.

Датчики деформации используются для косвенной оценки изменения объема грудной клетки и живота. В качестве датчиков деформации используют резистивные, емкостные, индуктивные, оптические, тензометрические датчики и т. д. Эти датчики с помощью специального пояса, ремешка или манжеты размещаются на грудной клетке и/или животе человека.

Датчик импеданса использует тот факт, что во время дыхания происходит циклическое изменение грудного импеданса – при вдохе сопротивление тела переменному току возрастает, а на выдохе возвращается к исходному значению.

В качестве датчика движения может быть использован акселерометр, гироскоп или магнитометр. Сила ускорения, изменения угловой скорости и изменения магнитного поля соответственно позволяют записывать данные, связанные с дыханием.

## **Пневмография**

Метод графической регистрации движений грудной клетки и/или живота во время дыхания называется пневмографией. Данный метод является одним из первых методов регистрации параметров дыхания.

По пневмограмме можно определить частоту и ритмичность дыхания, длительность вдоха и выдоха, тип дыхания, измерить относительную глубину дыхания.

Методика пневмографии включает регистрацию пневмограммы: а) в покое; б) при вдыхании паров аммиака; в) во время разговора; г) после гипервентиляции легких; д) после произвольной задержки дыхания; е) после физической нагрузки (приседания в течение 3–5 мин); ж) при максимальном вдохе и выдохе; з) при глотании.

Для определения основных параметров пневмограмм рассчитываются параметры, приведенные в формулах (1.1)–(1.4). Время вдоха  $t_{in}$  (рисунок 1.3) определяется как временное расстояние между минимальной точкой  $m_i$  и следующей максимальной точкой  $M_i$ :

$$t_{in} = m_i - M_i. \quad (1.1)$$

Время выдоха  $t_{ex}$  определяется как временное расстояние между максимальной точкой  $M_i$  и следующей минимальной точкой  $m_{i+1}$ :

$$t_{ex} = M_i - (m_{i+1} + 1). \quad (1.2)$$

Общая длительность дыхания (период дыхания)  $T$  включает сумму времени вдоха и выдоха:

$$T = t_{in} + t_{ex}. \quad (1.3)$$

Частота дыхания  $F$  определяется выражением

$$F = \frac{60}{T} \text{ (респираций/мин).} \quad (1.4)$$

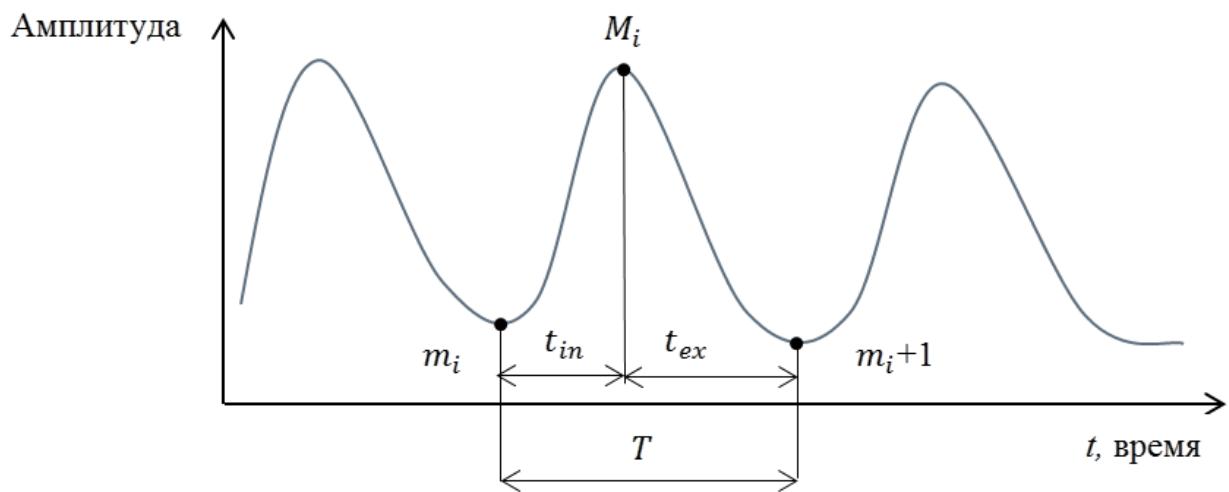


Рисунок 1.3 – Временные характеристики пневмограммы

Рассмотрим принцип работы датчика деформации для записи пневмограммы на примере тензодатчика. Тензодатчик – это гибкий резистивный чувствительный элемент, сопротивление которого пропорционально приложенному механическому напряжению, а именно величине деформации при растяжении или сжатии. Все тензодатчики построены на основе тензоэффекта, и для них справедливо следующее соотношение:

$$\frac{dR}{R} = S_e e, \quad (1.5)$$

где  $\frac{dR}{R}$  – относительное изменение сопротивления тензодатчика;

$S_e$  – коэффициент тензочувствительности материала;

$e$  – величина деформации.

По конструкции различают проволочные тензорезисторы (чувствительным элементом является тонкая проволока диаметром 15–25 мкм (рисунок 1.4, *а*)), фольговые (чувствительным элементом является фольга толщиной 3–5 мкм (рисунок 1.4, *б*)), полупроводниковые (чувствительным элементом является полупроводниковый кристалл), напыленные (чувствительным элементом является слой материала, напыленный в вакууме), диффузионные (чувствительным элементом является слой, образованный диффузией примеси в полупроводнике), эпитаксиальные (чувствительным элементом является эпитаксиально наращенный слой материала), натяжные (чувствительным элементом является намотанная с натяжением проволока).

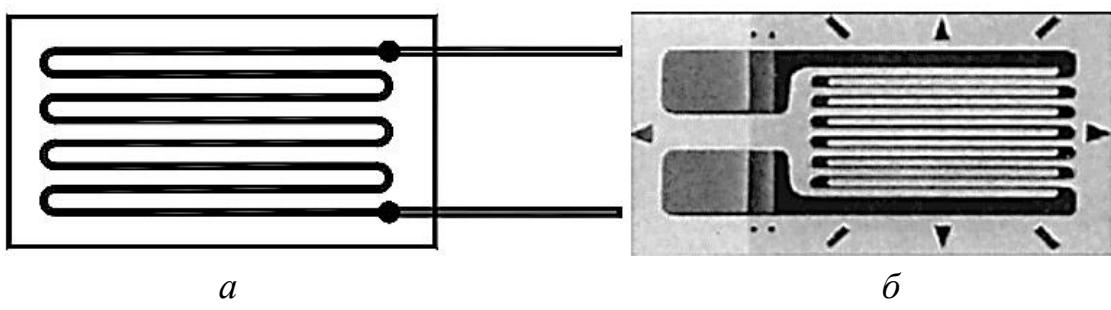
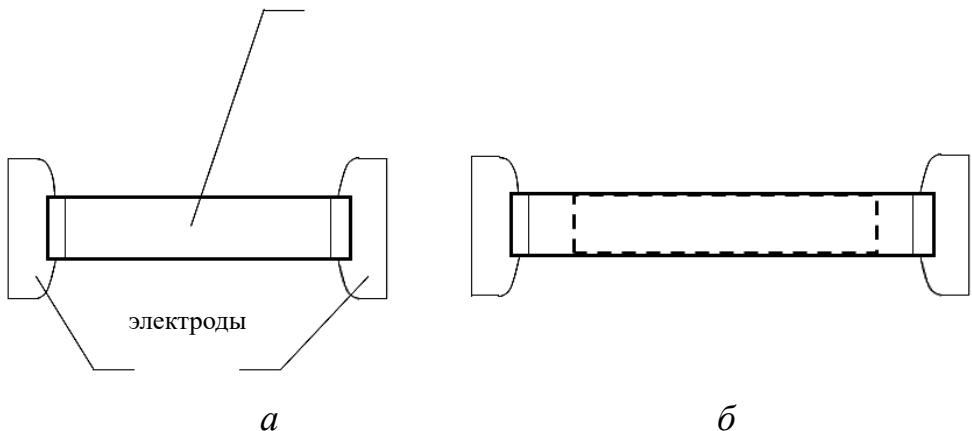


Рисунок 1.4 – Конструктивные разновидности тензорезисторов

Подобным образом работает и резистивный датчик. Конструкция резистивного датчика представляет собой токопроводящую резину с контактами в виде электродов (рисунок 1.5, *а*).

Токопроводящая резина



*a* – в исходном состоянии; *б* – растяжение датчика на вдохе

Рисунок 1.5 – Конструкция резистивного датчика дыхания

Растяжение резины (рисунок 5, *б*) при вдохе ведет к увеличению сопротивления датчика, тем самым изменяя ток в цепи. Недостатком резистивного датчика является его повышенный износ и наличие точки невозврата деформации. Кроме того, выходной сигнал с датчика зависит от артефактов движения, не связанных с дыханием (ходьба, речь), поэтому необходимо использовать специальные цифровые фильтры при постобработке сигналов.

### **Спирометрия**

Наиболее простым, распространенным и высокоинформативным из имеющихся на сегодняшний день методов исследования внешнего дыхания считается спирометрия – метод, позволяющий измерить изменения основных объемов и емкостей легких при выполнении дыхательных маневров во времени.

Для проведения исследований дыхания используют специальный прибор – спирометр. Он применяется для комплексной оценки состояния дыхательной системы, что является необходимым этапом для определения и лечения некоторых заболеваний.

Спирометрия не имеет ограничений по возрастным параметрам, но имеет некоторые противопоказания: инфаркт (в таком случае исследования переносят минимум на три месяца), аневризма, расслоение аорты, гипертонический криз, легочное кровотечение, перенесенные операции и т. д.

Считается, что спирометрию должны проходить все курильщики как минимум раз в год, чтобы контролировать состояние дыхательной системы и при необходимости вовремя обнаружить это нарушение.

С помощью спирометрии можно диагностировать болезни легких, оценить общее состояние дыхательных органов, сердечно-сосудистой системы. Этот метод позволяет выявить обструктивные заболевания легких, бронхиальные нарушения, проанализировать их характер и тяжесть течения, изучить реакцию пациента на провокационные пробы, а также собирать данные для медицинских экспертиз.

На сегодняшний день выделяют четыре вида спирометрических проб:

- функциональные пробы, при которых используют специальные лекарства – бронходилататоры, снимающие бронхоспазм;
- проба спокойного дыхания;
- проба форсированного выдоха;
- проба максимальной вентиляции легких.

Методика проведения спирометрии включает в себя предварительную подготовку к исследованию, инструктаж и само исследование. За 2–3 часа рекомендуется воздержаться от употребления пищи и жидкости, лекарств, курения и физических нагрузок. Одежда не должна стеснять движения и сдавливать грудную клетку и шею. Для гигиеничности процедуры для каждого испытуемого используется одноразовый мундштук. Также необходим носовой зажим, чтобы показатели снимались только с ротового дыхания. Обычно процедура длится не более получаса.

Спирометрическое и пневмотахометрическое исследования позволяют определить целый ряд показателей, характеризующих вентиляцию легких (рисунок 1.6.):

1) дыхательный объем (ДО, международное обозначение – *TV*) – количество воздуха, респирируемое при спокойном дыхании. У взрослого человека составляет приблизительно 0,5 л, после нагрузки может возрастать до 3 л. Экспираторный объем несколько меньше инспираторного, т. к. кислорода поглощается больше, чем выделяется углекислого газа;

2) резервный объем вдоха (РОВд, *IRV*) – количество воздуха, которое можно вдохнуть дополнительно после спокойного вдоха (около 3 л);

3) резервный объем выдоха (РОВыд, *ERV*) – количество воздуха, которое можно выдохнуть дополнительно после спокойного выдоха (около 1,3 л);

4) остаточный объем (ОО) – количество воздуха, остающееся в легких после самого глубокого выдоха (около 1,2 л).

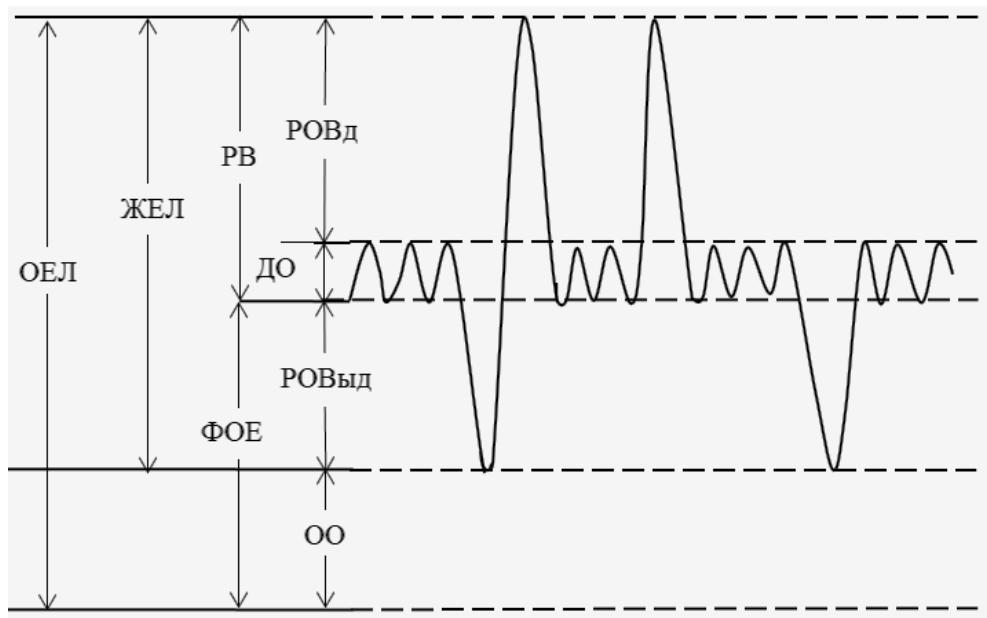


Рисунок 1.6 – Схематическое изображение спирограммы легочных объемов и емкостей

Из легочных объемов рассчитываются легочные емкости.

1 Жизненная емкость легких (ЖЕЛ,  $VC$ ) – наибольшее количество воздуха, которое можно выдохнуть после максимально глубокого вдоха (у женщин 3–3,5 л, у мужчин – 3,5–4 л, у спортсменов – до 7,2 л). Рассчитывается по формуле

$$\text{ЖЕЛ} = \text{ДО} + \text{РОВд} + \text{РОВыд} . \quad (1.6)$$

Жизненная емкость легких является показателем подвижности легких и грудной клетки. Она зависит:

- от возраста (чем старше человек, тем его ЖЕЛ меньше);
- пола (у женщин ЖЕЛ на 25 % меньше, чем у мужчин);
- роста (рассчитывается по формуле

$$\text{ЖЕЛ} = k \cdot \text{рост (м)} , \quad (1.7)$$

где  $k$  для мужчин – 2,5, для женщин – 2);

- положения тела (в вертикальном положении ЖЕЛ больше, чем в горизонтальном);
- степени тренированности (у спортсменов ЖЕЛ выше, чем у нетренированных людей).

Оптимальная величина ЖЕЛ может быть рассчитана по формуле Людвига.

Для мужчин:

$$\text{ЖЕЛ} = 40 \times \text{рост (см)} + 30 \times \text{масса (кг)} - 4400 . \quad (1.8)$$

Для женщин:

$$\text{ЖЕЛ} = 40 \times \text{рост (см)} + 10 \times \text{масса (кг)} - 3800 . \quad (1.9)$$

2 Резервная емкость вдоха (РЕВд) – максимальное количество воздуха, которое можно вдохнуть после обычного выдоха:

$$\text{РЕВд} = \text{ДО} + \text{РОВд} . \quad (1.10)$$

3 Функциональная остаточная емкость (ФОЕ) – количество воздуха, остающееся в легких после спокойного выдоха:

$$\text{ФОЕ} = \text{РОВд} + \text{ОО} . \quad (1.11)$$

4 Общая емкость легких – количество воздуха, которое содержится в легких на высоте максимального вдоха (4,2–6,0 л).

К динамическим показателям внешнего дыхания относятся следующие параметры.

1 Легочная вентиляция (ЛВ) – характеризуется минутным объемом дыхания (МОД), т. е. количеством воздуха, респирируемым за 1 мин. МОД зависит от ДО и частоты дыхания (ЧД), которая у взрослого человека в среднем составляет 14 респираций/мин (от 10 до 18), у новорожденного – 40–60 респираций/мин:

$$\text{МОД} = \text{ДО} \times \text{ЧД} . \quad (1.12)$$

При ДО, равной 0,5 л, и ЧД, равной 14 респираций/мин, МОД равен 7 л. При физической нагрузке он может возрастать до 12 л. С возрастом ЛВ постепенно уменьшается. Относительное временное повышение ее происходит у детей в периоды закрепления вертикальной позы и полового созревания.

В связи с тем что к альвеолам поступает не весь ДО, МОД не может характеризовать эффективность дыхания в целом. Для этого необходимо оценивать альвеолярную вентиляцию.

2 Альвеолярная вентиляция (АВ) – часть МОД, достигающая альвеол. Отличается от ЛВ на величину вентиляции «мертвого» пространства (ВМП):

$$AB = LB - BPI. \quad (1.13)$$

При ЧД = 14 респираций/мин:

$$AB = (500 - 150) \times 14 \approx 5 \text{ л / мин.}$$

При частом и поверхностном дыхании, несмотря на достаточную величину LB, AB будет снижена, т. к. в этом случае будет вентилироваться главным образом «мертвое» пространство. Поскольку объем последнего постоянен, то AB тем лучше, чем глубже дыхание. Следовательно, эффективность внешнего дыхания (ЭВД) зависит от соотношения AB и МОД:

$$EVD = AB / MOD \times 100. \quad (1.14)$$

В покое ЭВД составляет 60–70 %.

3 Максимальная вентиляция легких (МВЛ) – объем воздуха, проходящий через легкие за определенный промежуток времени (обычно за 10 с) при дыхании с максимальной частотой (40–60 в мин) и глубиной. МВЛ зависит от возраста, пола, конституции. У молодых людей МВЛ составляет примерно 120–170 л/мин.

4 Отношение объема форсированного выдоха за 1 с к ЖЕЛ (проба Тиффено) – у молодых людей составляет 70–80 %, с возрастом снижается до 65–70 %.

5 Бронхиальное сопротивление – определяется, в частности, с помощью форсированной ЖЕЛ (ФЖЕЛ), которая измеряется в условиях максимально быстрого выдоха. В норме разница между ЖЕЛ и ФЖЕЛ составляет 100–300 мл. При нарушении бронхиальной проходимости она увеличивается.

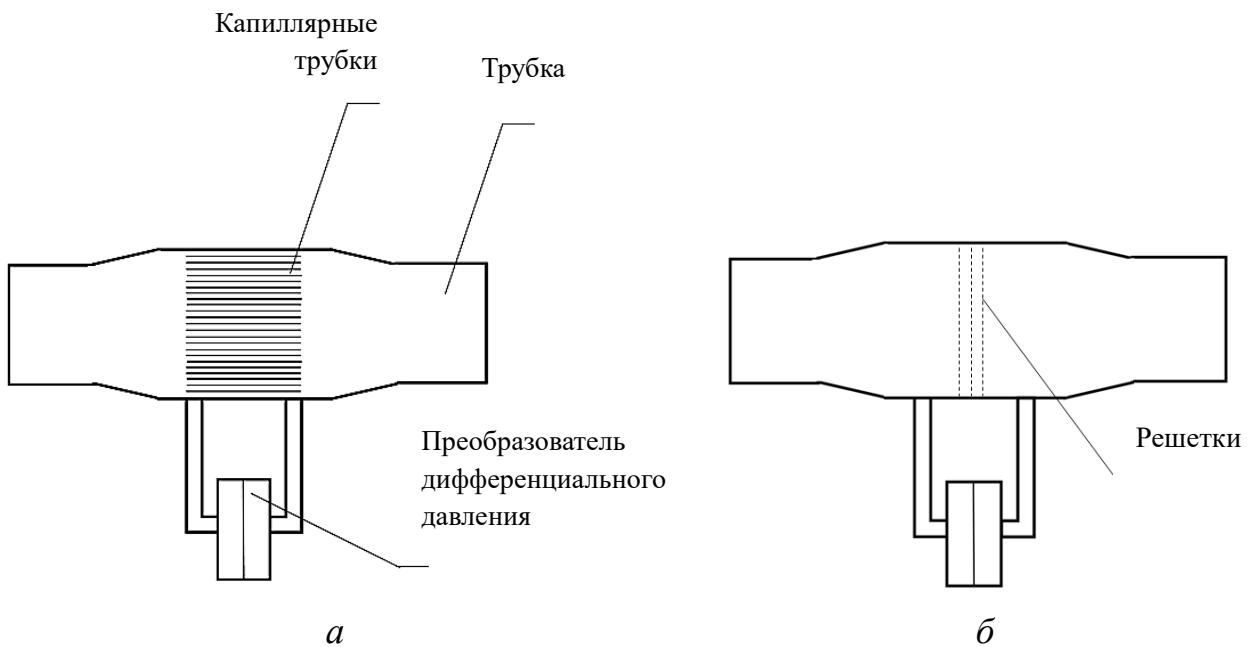
6 Работа дыхательных мышц.

7 Величина pH и уровень бикарбонатов в крови связаны с напряжением углекислого газа.

8 Парциальное давление кислорода и углекислого газа в альвеолярной смеси газов и их напряжение в артериальной крови. Данные показатели внешнего дыхания зависят не только от легочной вентиляции, но и от газообмена в легких.

В качестве измерительного датчика в спирометре чаще всего используется трубка Флейша или трубка Лилли. Трубка Флейша (рисунок 1.7) представляет собой цилиндр с препятствием в виде множества небольших капиллярных трубок внутри, параллельных направлению потока, которые при прохождении воздуха создают псевдоламинарный поток. При этом при прохождении воздуха через такое препятствие возникает разность давлений до препятствия и после

него (обычно  $\Delta P$  не превышает 500 Па). Эта разность улавливается преобразователем дифференциального давления через отверстия, расположенные до и после элемента «сопротивления», и далее преобразуется в электрический сигнал. При выборе измерительного датчика оптимальным вариантом будет датчик давления с высоким уровнем чувствительности с диапазоном давлений от 0 до 200 Па.



*a* – с помощью трубы Флайша; *б* – с помощью трубы Лилли  
Рисунок 1.7 – Исследование скоростных показателей дыхания

Такой пневмотахографический датчик является наиболее линейным устройством для измерения расхода, однако не является абсолютно линейным. Когда датчик откалиброван по серии прецизионных скоростей потока, зависимость давления от потока всегда показывает небольшую кривую. Наибольшая разница между этой калибровочной кривой и прямой линией обычно небольшая (менее 3 %), но ею нельзя пренебречь, и ее необходимо учитывать.

Разница давлений  $\Delta P$  описывается уравнением Пуазейля для потока через трубку:

$$\Delta P = \frac{8 \times l \times \eta \times Q}{\pi \times R^2}, \quad (1.15)$$

где  $l$  – длина трубки;

$\eta$  – вязкость;

$Q$  – объемная скорость, т. е. объем жидкости, протекающий за единицу времени через поперечное сечение трубы;

$R$  – радиус трубы.

С помощью пневмотахографического датчика регистрируется кривая объемной скорости потока воздуха. Автоматическое интегрирование этой кривой дает возможность получить кривую дыхательных объемов. Автоматическое интегрирование этого сигнала позволяет получить также традиционные спирографические показатели – значения объема легких в литрах. Таким образом, в каждый момент времени в запоминающее устройство компьютера одновременно поступает информация об объемной скорости потока воздуха и об объеме легких в данный момент времени. Это дает возможность построения на экране монитора (дисплея) кривой «поток – объем».

Пневмотахографический датчик имеет ряд преимуществ: малое сопротивление потоку, устойчивость к дезинфицирующим средствам, прочность, минимум турбулентных потоков, линейность сопротивления воздуху, отсутствие инертности. В трубке Флейша нет каких-либо движущихся частей, таким образом, износ измерительной части практически отсутствует, калибровка и замена деталей механической части не требуется. Такой датчик дыхания обеспечивает высокую эффективность в случае обследования больших потоков людей.

### *Аппаратно-программное обеспечение транскутанного мониторинга параметров дыхания*

В настоящее время актуальны неинвазивные медицинские приборы, имеющие непосредственную связь с ПК. Также необходимы портативные устройства, поскольку не все пациенты могут пройти обследование в поликлиниках и стационарах по разным причинам, в том числе из-за территориальной удаленности от медицинских учреждений.

Транскутанный мониторинг дыхания представляет неинвазивный метод контроля параметров дыхания посредством использования накожных датчиков.

Аппаратно-программный комплекс «*Mobi-PM*» позволяет проводить дистанционный транскутанный мониторинг дыхания и обрабатывать полученные данные в режиме реального времени. Метод измерения параметров дыхания основан на анализе движения грудной клетки с помощью датчика движения – акселерометра.

Комплекс предназначен для регистрации частоты дыхания, длительности вдоха и выдоха, ритма и типа дыхания. Структурная схема устройства представлена на рисунке 1.8.

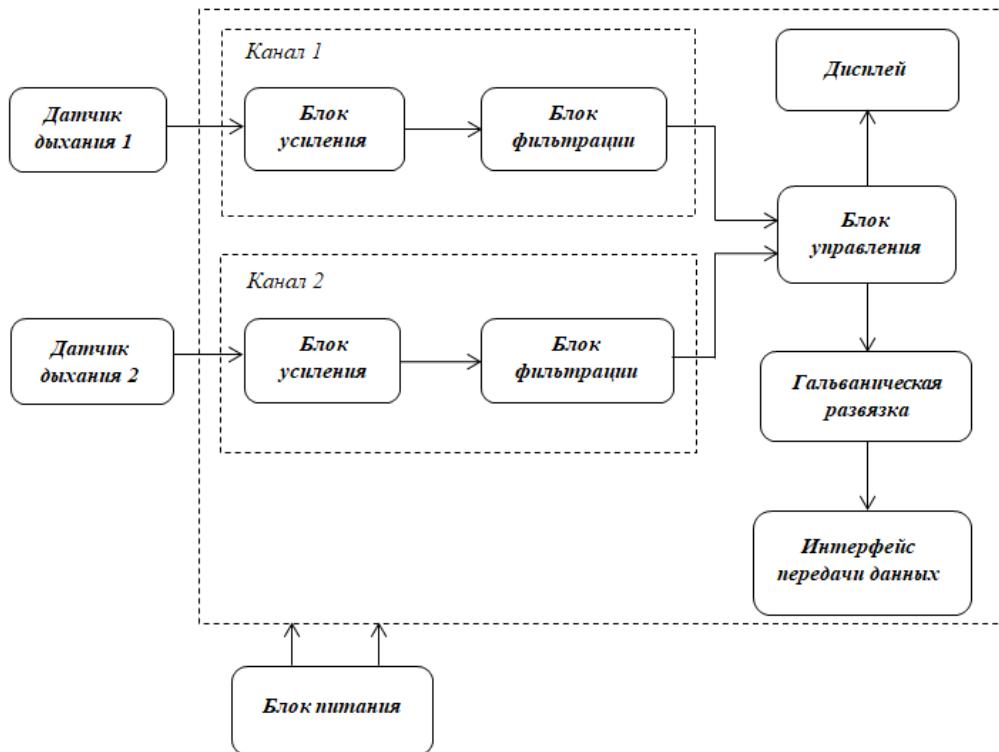


Рисунок 1.8 – Структурная схема комплекса «*Mobi-PM*»

В комплекс «*Mobi-PM*» входят два датчика дыхания, два канала блока усиления сигналов и фильтрации, блок управления (микроконтроллер), сенсорный дисплей, блок питания, гальваническая развязка и интерфейс передачи данных *Wi-Fi*. Датчики дыхания закрепляются с помощью ремешков на грудной клетке и животе обследуемого (рисунок 1.9).

Датчики дыхания необходимы для регистрации грудного и/или абдоминального (брюшного) дыхания. С выхода усилителя сигнал поступает на блок фильтрации, который представляет собой фильтр нижних частот. Фильтр нижних частот служит для выделения полосы частот до 10 Гц, содержащей полезный сигнал. С блока фильтров сигнал поступает на вход аналого-цифрового преобразователя микроконтроллера, где аналоговый сигнал преобразуется в дискретную форму.

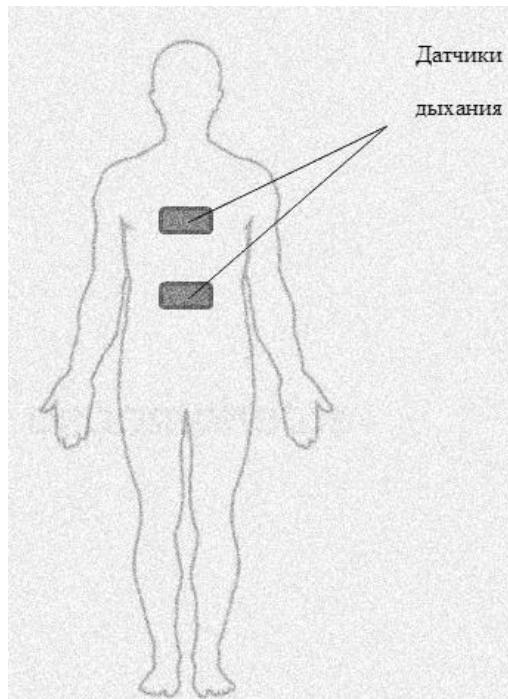


Рисунок 1.9 – Схема размещения датчиков дыхания

Микроконтроллер является самой главной частью устройства, т. к. именно с помощью него осуществляется управление всеми остальными блоками. К основным функциям можно отнести обработку данных, поступающих с датчиков, осуществление вывода информации и графиков на дисплей, передачу данных на ПК посредством *Wi-Fi* интерфейса.

Для визуализации параметров используется сенсорный 3,5" дисплей *TFT*. Дисплей, подключенный к микроконтроллеру по шине *SPI*, обеспечивает управление данными и передачу на экран. Дисплей является неотъемлемой частью лицевой панели устройства, с его помощью происходит отображение необходимой медицинскому работнику информации от вывода непосредственно результатов исследования, до помощи в выборе той или иной команды.

В блок питания входит литий-ионный аккумулятор, которыйпитывает все функциональные блоки устройства. Для обеспечения электробезопасности используется гальваническая развязка. Гальваническая развязка позволяет передавать информационный сигнал между электрическими цепями, не имеющими непосредственного электрического контакта между ними. Интерфейс *Wi-Fi* позволяет передавать данные на персональный компьютер.

Датчик комплекса представляет собой трехосевой МЭМС-акселерометр, позволяющий регистрировать проекции суммы ускорения устройства на три оси – *X*, *Y* и *Z*. По ним можно вычислить суммарный вектор ускорения перемещения грудной клетки:

$$A = \sqrt{a_x^2 + a_y^2 + a_z^2}, \quad (1.16)$$

где  $a_x$ ,  $a_y$  и  $a_z$  – проекции изменения положения датчика на оси  $X$ ,  $Y$  и  $Z$  соответственно.

При калибровке датчика определяются следующие характеристики.

1 Чувствительность – отношение электрического выходного сигнала к механическому входному. Она обычно выражается в вольтах на единицу измерения ускорения, соответствующую определенным условиям.

2 Частотная характеристика – поведение выходного сигнала в рабочем частотном диапазоне акселерометра.

3 Резонансная частота недемпфированного датчика – четко детектируемый пик, который на 3–4 дБ выше выходного сигнала датчика на эталонной частоте.

4 Уровень выходного сигнала при нулевом внешнем воздействии (для емкостных и пьезорезистивных датчиков) – в датчиках, имеющих постоянную составляющую сигнала, влияние гравитации необходимо устранять, иначе она может быть ошибочно воспринята как механическое воздействие.

5 Линейность акселерометра – данный параметр определяется во всем динамическом диапазоне входных сигналов.

### *Программное обеспечение для регистрации дыхательных движений человека*

Аппаратно-программный комплекс «*Mobi-PM*» позволяет непрерывно передавать данные с датчика устройства на компьютер с помощью беспроводной сети (*Wi-Fi*) и отображать графики в режиме реального времени как на устройстве (рисунок 1.10), так и на компьютере. Передача данных осуществляется с использованием протокола *UDP*.



Рисунок 1.10 – Отображение графиков в реальном времени на дисплее устройства «*Mobi-PM*»

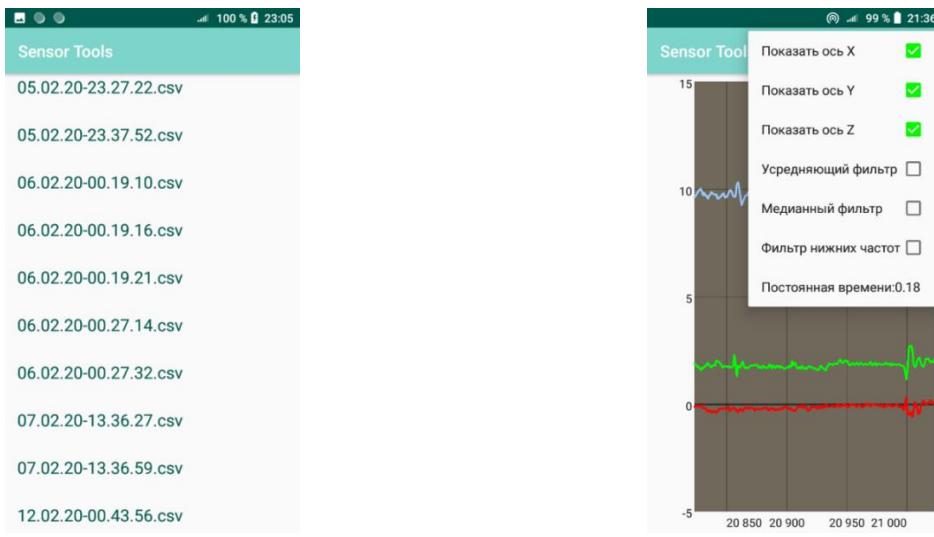
### *Программное обеспечение аппаратной части*

Перед запуском устройства необходимо создать точку доступа *Wi-Fi* и подключиться к ней. После подключения к точке доступа запускается сначала устройство, а затем программа. В меню на экране есть видимые и скрытые пункты (список раскрывается после нажатия на три точки):

- 1) «Включение/Отключение аудиовизуализации» – аудиовизуализация показаний акселерометра на оси *Z*;
- 2) «Старт/Остановка записи в файл» – пока кнопка остановки записи не будет нажата, файл не сохранится;
- 3) «Просмотр списка записанных файлов» – имя файла генерируется автоматически при записи на основе даты и времени. При нажатии на файл открывается окно с графиками записанных ранее показаний акселерометра. Графики можно масштабировать как в режиме реального времени, так и в режиме просмотра записей;
- 4) «Сброс соединения» – используется в случае, если на стороне устройства что-то пошло не так и не было необходимости перезапускать мобильное приложение.

В выпадающем списке меню можно отключать отображение отдельных осей, включать/отключать фильтры и менять постоянную времени (параметр фильтров, по умолчанию равен 0,18). При нажатии на постоянную времени откроется диалоговое окно с возможностью ввода своего значения (чем больше значение, тем лучше фильтрация, но ниже скорость обработки). Программы на компьютере запускаются *exe*-файлом.

На рисунке 1.11 представлен пример интерфейса программы: список сохраненных файлов в формате CSV и выпадающий список меню.



*а* – сохраненные данные в формате CSV; *б* – выпадающий список меню

Рисунок 1.11 – Интерфейс программы

При построении графиков предусмотрены следующие возможности:

1) включение и отключение отдельных осей;

2) остановка/возобновление отрисовки графиков;

3) очистка графиков;

4) включение/остановка записи. Файл *data.csv* появляется в папке с проектом после того, как нажата кнопка остановить запись. Если файл существует, то он будет перезаписан, поэтому для сохранности его лучше переименовать или переместить;

5) в поле «Интервал» доступен ввод значения для масштабирования графиков по оси X (время), а именно настройка, сколько точек одновременно показывается на экране;

6) в поле «Частота» доступна настройка частоты, с которой рисуется график на ПК.

Возможности программного обеспечения аппаратной части комплекса «*Mobi-PM*»:

- регистрация данных с акселерометра с частотой 200 Гц;
- визуализация данных в виде графиков;
- отправка данных на компьютер в режиме реального времени;
- экспорт данных с акселерометра в CSV-файл;
- импорт данных из CSV-файла в приложение и просмотр графика.

Для экспорта и хранения данных на устройстве выбран формат *CSV*, т. к. это достаточно простой формат представления табличных данных. Значения отделяются друг от друга разделителем (стандартным разделителем является запятая). Имя файла генерируется автоматически на основе текущей даты и времени.

### ***Клиентское приложение***

Для реализации клиентского приложения для ОС *Windows* была выбрана технология *Windows Presentation Foundation (WPF)*.

Выбор технологии обусловлен ее высокой производительностью за счет использования аппаратного ускорения графики через *DirectX*, что важно при создании системы визуализации, работающей в режиме реального времени.

При реализации программы использованы приемы многопоточного программирования, поэтому отправка данных на компьютер и запись в файл не влияют на построение графиков в режиме реального времени – все это может выполняться параллельно.

Для отображения графиков использована бесплатная библиотека *OxyPlot* с открытым исходным кодом. Для удобного и быстрого экспорта использована библиотека *CsvHelper*. Имя файла генерируется автоматически. На рисунке 1.12 представлено рабочее окно разработанного клиентского приложения комплекса «*Mobi-PM*».

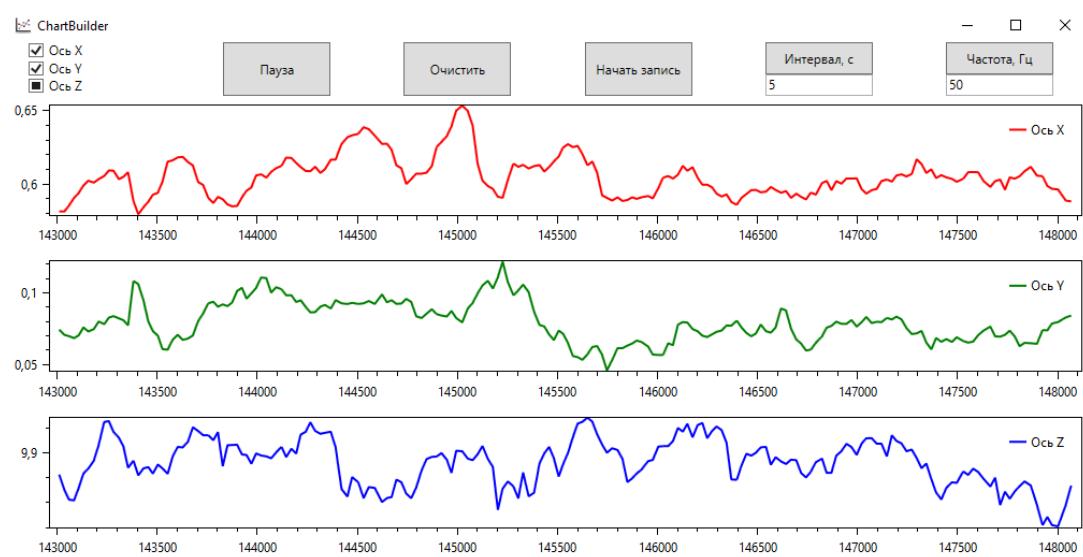


Рисунок 1.12 – Рабочее окно клиентского приложения *Windows* комплекса «*Mobi-PM*»

Значения в *Excel*-файле расположены в следующем порядке: *Time*, *X\_Value*, *Y\_Value*, *Z\_Value* (рисунок 1.13).

	A	B	C	D
1	Time	X_Value	Y_Value	Z_Value
2	20,77	-0,0859	9,268477	2,290645
3	20,801	-0,08807	9,27927	2,285288
4	20,833	-0,08482	9,274927	2,291766
5	20,864	-0,08482	9,264136	2,283163
6	20,895	-0,08271	9,234053	2,264944
7	20,928	-0,08377	9,236227	2,23378
8	20,958	-0,08593	9,242691	2,201534
9	20,991	-0,0924	9,221174	2,184287
10	21,02	-0,11182	9,221188	2,177794
11	21,052	-0,11074	9,236307	2,188478
12	21,088	-0,10427	9,248158	2,209931
13	21,114	-0,1086	9,241722	2,22715
14	21,145	-0,11934	9,237382	2,232548
15	21,176	-0,12153	9,25568	2,246561
16	21,208	-0,10005	9,261089	2,269165

Рисунок 1.13 – Таблица с параметрами *Time*, *X\_Value*, *Y\_Value*, *Z\_Value*

Возможности клиентского приложения *Windows*:

- получение данных, регистрируемых устройством «*Mobi-PM*» в режиме реального времени с помощью *Wi-Fi*;
- визуализация данных об ускорении в виде графиков;
- обработка данных;
- ведение базы данных пациентов;
- инструментальное измерение параметров сигнала.

### ***Методика транскutanного мониторинга параметров дыхания***

Предлагается следующая методика транскutanного мониторинга параметров дыхания.

1 Подготовка испытуемого к исследованию. Задать пациенту вопросы о недавнем курении или физических нагрузках до исследования, имеющихся заболеваниях, использовании лекарственных препаратов, которые могут повлиять на результаты. Измерить рост и вес пациента, обхват грудной клетки. Внести информацию о пациенте в общую базу данных и в спирометр.

2 Размещение датчиков дыхания. В положении сидя при поднятых руках пациента на уровне подмышек выше сосков испытуемого устанавливается грудной датчик. У женщин грудной датчик размещается по линии сосков либо жестко поверх груди. Брюшной датчик устанавливается на животе на уровне

диафрагмы. При выборе места фиксации рекомендуется определить ту точку, в которой дыхательные движения будут наиболее выраженными.

3 Запуск программного обеспечения на устройстве. В первую очередь запускается приложение на устройстве, потом программа на компьютере, т. к. на устройстве необходимо создать точку доступа *Wi-Fi* и подключиться к ней с компьютера.

4 Запуск программного обеспечения на ПК. На персональном компьютере необходимо запустить приложение *ChartBuilder.exe*.

5 Сопряжение ПК и устройства через точку доступа: подключение устройства и компьютера через точку доступа позволяет передавать регистрируемые данные на расстоянии.

6 Проведение одновременного мониторинга с помощью аппаратно-программного комплекса и спирометра. При исследовании параметров внешнего дыхания необходимо следовать инструкциям спирометра в режиме измерения «Спирометрия». Ознакомиться с инструкциями можно в руководстве по эксплуатации спирометра *MAC-1*.

7 Обработка данных на компьютере в среде *Matlab* либо *Excel*: импорт данных формата *CSV*, графическое представление, применение цифровой фильтрации сигналов.

8 Определение параметров дыхания по формулам (1.1)–(1.4).

9 Корреляционный и регрессионный анализ результатов исследования в пакете *Excel*. Выбираем вкладку «Данные» → «Анализ данных» → «Корреляция» («Регрессия»), чтобы оценить корреляцию между измерениями комплекса и спирометра.

## **Практическая часть**

### **Порядок выполнения работы**

1 Изучить принцип работы спирометра *MAC-1*, ознакомьтесь с руководством по эксплуатации.

2 Ознакомиться с порядком работы аппаратно-программного комплекса. Подключить датчики, запустить ПО на устройстве и на персональном компьютере.

3 Внести в базу спирометра информацию об испытуемом. Ознакомить испытуемого с инструкциями (режим измерения «Спирометрия»).

4 Провести одновременный мониторинг с помощью аппаратно-программного комплекса и спирометра. Выполнить обработку данных и определить параметры дыхания.

5 Внести полученные данные в таблицу 1.1.

Таблица 1.1 – Исследование дыхания методом спирометрии

№ отсчета	Показания акселерометра, м/с <sup>2</sup>	Спирометр, л

6 Провести корреляционный и регрессионный анализ результатов исследования, оценить корреляцию между измерениями аппаратно-программного комплекса и спирометра.

### *Содержание отчета*

- 1 Цель работы.
- 2 Краткие теоретические сведения.
- 3 Структурная схема исследований.
- 4 Результаты исследований в виде таблиц и графиков, расчеты по формулам (1.1)–(1.4).
- 5 Корреляционный и регрессионный анализ результатов исследования.
- 6 Выводы.

### **Контрольные вопросы**

- 1 Опишите биомеханику дыхания человека.
- 2 Какие существуют методы исследования внешнего дыхания?
- 3 Что такое спирометрия? Опишите принцип работы измерительного датчика.
- 4 Что такое транскutanный мониторинг параметров дыхания?
- 5 Охарактеризуйте объемные и динамические показатели внешнего дыхания.
- 6 Какова взаимосвязь между измерениями аппаратно-программного комплекса и спирометра?

## **Список использованных источников**

- 1 Городецкая, И. В. Физиология дыхания : учеб.-метод. пособие для студентов вузов / И. В. Городецкая. – Витебск : ВГМУ, 2012. – 153 с.
- 2 Фрайден, Дж. Современные датчики. Справочник / Дж. Фрайден. – М. : Техносфера, 2005. – 592 с.
- 3 Элементы медицинских приборов и систем : лаб. практикум / сост. Н. Т. Минченя, А. Л. Савченко. – Минск : БНТУ, 2017. – 87 с.
- 4 Кореневский, Н. А. Проектирование биотехнических систем медицинского назначения. Средства оценки состояния биообъектов : учебник / Н. А. Кореневский, З. М. Юлдашев. – Старый Оскол : ТНТ, 2018. – 456 с.
- 5 Ревинская, И. И. Методика регистрации дыхательных движений человека : автореф. дис. ... магистра техн. наук : 1-38 80 03 / И. И. Ревинская ; науч. рук. П. В. Камлач. – Минск : БГУИР, 2020. – 9 с.
- 6 Contact-based methods for measuring respiratory rate / C. Massaroni [et al.] // Sensors. – 2019. – Vol. 19. – № 4. – P. 908.

## Лабораторная работа № 2

### ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ТРЕМОРА ИНЕРЦИАЛЬНЫМ МЕТОДОМ И МЕТОДОМ ДИФФЕРЕНЦИРОВАНИЯ

**Цель работы:** изучить основные методы определения параметров тремора. Определить зависимость интенсивности ультразвуковых колебаний в среде от расстояния между источником волны и ее приемником.

#### Теоретические сведения

Тремор относится к наиболее часто встречающимся двигательным расстройствам и представляет собой ритмичные непроизвольные осцилляции какой-либо части тела. В клинической практике врачу чаще всего приходится сталкиваться с такими видами тремора, как эссенциальный и паркинсонический тремор.

Эссенциальный тремор (ЭТ) представляет собой заболевание центральной нервной системы (ЦНС), характеризующееся постурально-кинетическим тремором рук и других частей тела, а в ряде случаев также наличием немоторных проявлений. Клинико-морфологические исследования последних лет свидетельствуют о гетерогенности этого заболевания и возможности выделения отдельных подгрупп. ЭТ является самой частой причиной постурального тремора у людей, распространенность его в общей популяции составляет 1 %, достигая по различным оценкам 4,6–14 % в группе старше 65 лет.

Болезнь Паркинсона (БП) также характеризуется высокой распространенностью (100–250 на 100 000 населения), возрастающей в старших возрастных группах [3]. Паркинсонический тремор как симптом входит в наиболее часто встречающуюся смешанную форму и более редкую дрожательную форму этого заболевания. Подходы к лечению этих самых распространенных типов патологического тремора различны, что обусловливает необходимость корректной и своевременной диагностики заболевания.

Патофизиология тремора в своей основе может быть сведена к четырем основным механизмам. Первый – так называемый механический тремор, второй – рефлекторный, т. е. тремор, возникающий в результате осцилляций в рефлекторных дугах, третий – обусловленный активностью так называемого центрального осциллятора (иными словами, группы нейронов, являющейся источником осцилляций в ЦНС), четвертый – дрожание, возникающее в результате

дисбаланса прямых или обратных контролирующих связей в ЦНС. Первые два механизма тремора относят к периферическим, два последних – к центральным.

Наиболее простым по своему механизму является механический тремор. Такой тремор был впервые описан М. Лаки в 1986. Исследователями было показано, что конечности (в том числе пальцы, запястья) имеют свою собственную резонансную частоту колебаний, возникающих даже в полном покое при отсутствии какой-либо активности, регистрируемой ЭМГ. Эта резонансная частота зависит от жесткости и инертности колеблющейся системы. При повышении жесткости, что происходит в случае тонического сокращения мышц, частота резонансных колебаний конечности повышается. В качестве внешних по отношению к системе факторов, возбуждающих резонансные колебания, могут выступать биения сердца, дыхательные движения и другие. Физиологический тремор, по мнению авторов, во многом обусловлен механической составляющей: при поддержании позы и связанном с этим напряжением мышц повышается нестабильность колебательной системы, роль которой выполняет конечность: резонансные колебания начинают возбуждаться с более высокой частотой, чем в покое, путем активации мышечных волокон либо под воздействием рассмотренных выше иных внешних влияний. При электрофизиологическом исследовании и спектральном анализе механического тремора в АМ-спектре наблюдается преобладающая частота, снижающаяся при нагрузке на конечность (за счет увеличения инерции), в то время как ЭМГ-спектр имеет «плоскую» форму без какого-либо выделяющегося частотного пика.

Второй механизм выражается активацией рефлекторных дуг. Очевидно, что любое движение в каком-либо направлении (например, сгибание) будет сопровождаться растяжением мышц-антагонистов (в данном случае – разгибателей), что вызовет поток аfferентной импульсации от мышечных веретен мышц-антагонистов и последующее рефлекторное сокращение этих мышц. В свою очередь, напряжение разгибателей вызовет растяжение сгибателей и новый поток аfferентной импульсации – на этот раз от мышечных веретен сгибателей. При нарастании интенсивности такой импульсации, что наблюдается при увеличении силы мышечного сокращения, и определенных значениях проводимости аfferентной и efferентной дуг рефлексов может возникать тремор конечности. Рефлекторную составляющую тремора, так же как и механическую, можно выявить с помощью спектрального анализа АМ- и ЭМГ-сигнала. В этом случае преобладающий частотный пик, смещающийся в сторону более низких значений частоты при нагрузке весом на конечность, будет выявляться как в АМ-спектрах, так и ЭМГ-спектрах.

Все лабораторные методы регистрации тремора можно условно разделить на две группы – кинематические и электромиографические. Кинематические методы позволяют непосредственно исследовать колебательные движения конечностей с помощью специальных датчиков – акселерометров, гироскопов, силовых сенсоров и других, а также путем анализа видеосигнала с помощью детекторов движения [3].

Наиболее часто использующимися датчиками для фиксации тремора являются акселерометры [3]. Акселерометр представляет собой прибор, измеряющий динамическое ускорение в движущейся части тела. Существует несколько типов акселерометров: пьезоэлектрические, пьезорезистивные, акселерометры переменной емкости. Широкое распространение получили пьезоэлектрические акселерометры, в которых микроскопический кристалл, чувствительный к силам ускорения, создает электрическое напряжение, которое можно измерить. Датчики деформации пьезорезистивных акселерометров изменяют электрическое сопротивление пропорционально приложенному механическому воздействию.

Принцип работы акселерометров переменной емкости основан на измерении смещения инерционной массы относительно корпуса и преобразовании его в пропорциональный электрический сигнал. Емкостный акселерометр состоит из нескольких пластин, одни из которых являются стационарными, а другие свободно перемещаются внутри корпуса. Пластины образуют конденсатор, величина емкости которого зависит от расстояния между ними. Ускорение заставляет пластины перемещаться, что приводит к изменению емкости конденсатора, а следовательно, и величины измеряемого напряжения [2].

При исследовании тремора акселерометры фиксируются на движущейся части тела – как правило, на одном из пальцев или тыльной стороне кисти. На практике акселерометры наиболее часто применяются для исследования ведущих характеристик тремора – амплитуды, спектра частот, формы кривой тремора. Недостатком акселерометрии является неспособность отличить тремор конечности от колебательных движений, передающихся от других частей тела. Так, например, при сильном треморе ног или туловища, а также головы акселерометр, установленный на кисти, будет также фиксировать колебательные движения, неотличимые от истинного тремора руки.

Вторым по частоте применения методом регистрации тремора является поверхностная электромиография. При регистрации тремора рук электроды, как правило, устанавливают на сгибатели и разгибатели предплечья, в более редких случаях электромиографию проводят на других группах мышц. В среднем ЭМГ-активность записывается от 30 с до 1 мин, после чего ЭМГ-сигнал

преобразуется специальным образом и представляется в виде демодулированной ЭМГ. Характеристики, полученные в результате соответствующей математической обработки демодулированной ЭМГ, отражают как мышечную силу в момент статических и динамических мышечных сокращений, так и флуктуации мышечной силы, т. е. собственно треморную активность мышцы [1]. Очевидно, что взаимосвязь между параметрами поверхностной ЭМГ и двигательным эффектом носит нелинейный характер, а амплитудные показатели демодулированной ритмичной ЭМГ-активности служат лишь косвенной мерой амплитуды тремора, отражая число двигательных единиц, продуцирующих тремор. Активное применение ЭМГ для регистрации тремора началось с 1980-х годов. И. А. Ивановой-Смоленской совместно с сотрудниками Института проблем управления РАН был предложен метод спектрального анализа огибающей ЭМГ, заключавшийся в специальной математической программной обработке массива спектров огибающей ЭМГ (кривой ЭМГ второго порядка), позволяющей получить частотные и амплитудные характеристики эссенциального тремора и других типов тремора [1]. Несомненным преимуществом ЭМГ перед кинематическими методами регистрации тремора является способность четко различать истинный тремор конечности и ее пассивные движения, возможность оценки паттерна сокращений мышц-антагонистов (синхронный/промежуточный/альтернирующий), возможность исследования межмышечной, а также кортико-мышечной (при одновременной записи ЭЭГ/МЭГ) когерентности, что дает важную информацию о свойствах центрального осциллятора.

Помимо описанных выше методик для регистрации кинетического тремора применяются графические цифровые планшеты, чувствительные к нажатию специальной ручкой. Пациент рисует на таком планшете спираль, пытаясь следовать предлагаемой модели (т. е. обводя спираль, изображенную на планшете), прибор же регистрирует отклонения от нужного курса.

Независимо от того, какой метод используется, исходный сигнал преобразуется в цифровой и подлежит дальнейшей математической обработке. Наиболее широко для анализа полученных данных применяется спектральный анализ, основанный на преобразовании Фурье. Кроме того, при одновременной регистрации нескольких сигналов, например ЭМГ с двух мышечных групп, ЭМГ и ЭЭГ, ЭМГ и МЭГ, применяется кросс-спектральный анализ с вычислением когерентности и разности фаз (фазового сдвига) сигналов на интересующих частотах, позволяющий получить дополнительную информацию о свойствах центрального осциллятора, а также о паттерне сокращений мышц-антагонистов. Когерентный анализ играет огромное значение в изучении патофизиологии тремора, поскольку позволяет определять взаимозависимости двух

одновременно зафиксированных осцилляторных процессов. Так, если при одновременной записи ЭМГ с двух мышечных групп имеется «высокий» пик когерентности на некоторой частоте, это означает, что на данной частоте мышечные осцилляции взаимосвязаны и имеют общий источник, их порождающий (т. е. центральный осциллятор). При наличии единственного центрального осциллятора все вовлеченные в трепора мышцы должны демонстрировать активность с высокой когерентностью на определенной частоте. Из всех видов трепора таковая характерна лишь для первичного ортостатического трепора. Для других видов трепора (в том числе эссенциального и паркинсонического) высокая когерентность ЭМГ на частоте трепора в подавляющем большинстве случаев имеет место лишь для мышц одной и той же конечности. При проведении когерентного ЭМГ-анализа на разных конечностях при ЭТ и БП видно, что управляют этими мышцами различные центральные осцилляторы, даже если частота трепора в правой и левой руке совпадает – ЭМГ-когерентность на частоте трепора в разных конечностях, как правило, очень низкая [3]. Работы последних лет, анализирующие кортико-мышечную когерентность (например, ЭЭГ-ЭМГ), свидетельствуют о существовании центральных осцилляторов, функционирующих на частоте, вдвое превышающей основную частоту дрожания.

В настоящее время создаются программы, сочетающие в себе несколько математических моделей и методов, позволяющих производить сложную обработку результатов трепорографии специалистами, не обладающими специализированными знаниями в области математики. В качестве примера можно привести программный продукт, который разработал М. Лаук в 1999 году [3]. С помощью данного программного обеспечения возможно одновременно проводить запись ЭМГ с мышц-антагонистов и акселерометрическую запись, на выходе получая трепорографические данные в стандартном формате с преобладающими частотами и мощностями спектра. Также возможно проведение кросс-спектрального анализа ЭМГ-сигнала с мышц-антагонистов с оценкой уровня когерентности и разницы фаз на интересующих частотах.

Методы количественной оценки трепора продолжают развиваться и совершенствоваться и в настоящее время. Однако стандартизированного метода, использующегося повсеместно, не существует до сих пор. Зачастую группы исследователей, изучающие трепор, пользуются собственным специально разработанным оборудованием и программным обеспечением.

## *Современные инструментальные методы регистрации тремора*

Первый в истории прибор для регистрации тремора изобрел основоположник современной клинической неврологии Ж.-М. Шарко. Большой вклад в развитие треморографии на заре ее становления внес американский врач и исследователь А. Эшнер. Им, в частности, с помощью простейшего механического тремографа барабанного типа были изучены основные характеристики паркинсонического тремора покоя и продемонстрировано подавление этого типа дрожательного гиперкинеза при движении руки. С тех пор прогресс в данной области неврологии и нейрофизиологии ушел далеко вперед.

Любые количественные исследования, связанные с тремором, относятся к одной из пяти категорий изучаемых показателей:

- конкретные параметры тремора (частота, амплитуда и др.) – объективно оцениваются с помощью специальных нейрофизиологических устройств и приборов (акселерометры, гироскопы, ЭМГ-аппараты, устройства для видеорегистрации тремора и т. д.);
- нарушение формулы движений, связанное с тремором – в наиболее простом виде оценивается клиническими рейтинговыми шкалами и специальными графическими пробами (спираль, фигуры, почерк и т. п.);
- функциональные расстройства, связанные с тремором – регистрируются с помощью специальных тестов на точность и скорость движений (тест с 9-луночным планшетом, тест лабиринта Гибсона и т. д.);
- степень инвалидизации – оценивается с помощью специальных опросников (активность в повседневной жизни и др.);
- уровень социальной дезадаптации и качества жизни – оценивается с помощью специальных опросников.

Разберем основные физические принципы, на которых базируются современные инструментальные методы и технологии регистрации тремора.

### *Технологии, основанные на электромиографии*

Электромиография (ЭМГ) – это метод косвенного анализа тремора: в процессе исследования регистрируются не сами дрожательные осцилляции, а электрические потенциалы, генерируемые мышечными волокнами в процессе сокращения. Ритмическая активность мышц при дрожательных осцилляциях может быть зарегистрирована, преобразована и в конечном счете представлена в виде разнообразных параметров треморограммы [3].

В настоящее время на практике применяется несколько методик ЭМГ при обследовании пациентов с трепором: ЭМГ с использованием поверхностных электродов (накожная ЭМГ), игольчатая ЭМГ (включая анализ отдельных двигательных единиц), метод длительной ЭМГ-регистрации. Эти методики дополняют друг друга и позволяют не только всесторонне объективизировать дрожательные гиперкинезы, но также решать сложные диагностические вопросы и изучать тонкие механизмы трепорогенеза [1].

Преимуществами ЭМГ-регистрации трепора являются:

- дифференциация активных мышечных сокращений при любом варианте патологического трепора и пассивных движений – например, баллистокардиографических артефактов, обусловливающих мелкие физиологические осцилляции частей тела в положении покоя;
- прямая визуализация конкретного паттерна мышечной активности на фоне того или иного гиперкинеза либо другого двигательного феномена, что имеет большое значение для дифференциальной диагностики;
- оценка формулы трепора с точки зрения синхронности сокращения мышц-антагонистов.

**Накожная ЭМГ.** При записи трепора методом накожной ЭМГ регистрирующие электроды располагаются над поверхностью дрожащей мышцы. После записи суммарной ЭМГ-активности сигнал усиливается, фильтруется и демодулируется особым образом. Конечные характеристики демодулированной ЭМГ весьма точно отражают как мышечную силу в момент статических и динамических мышечных сокращений, так и флюктуации мышечной силы, вызванные трепором [2].

При ЭМГ-записи трепора могут исследоваться разряды отдельных двигательных единиц с целью определения их частоты, синхронизации в пределах одной мышцы, а также анализа когерентности трепора в гомологичных мышечных группах [2]. У здоровых лиц умеренное мышечное сокращение ассоциировано с разрядами двигательных единиц частотой примерно 9–16 Гц. Различным заболеваниям свойственна разная длительность ЭМГ-разрядов, регистрируемых с помощью накожных электродов. Таким образом, при стабильном сенсомоторном фоне паттерн разрядов двигательных единиц может представлять собой своеобразный индивидуальный «мотонейронный автограф», который учитывает величину рекрутируемых двигательных единиц, временную последовательность их пароксизмальной активности, частоту разрядов и характер их модуляции [3].

**Когерентный ЭМГ-анализ.** Данный тип анализа позволяет исследовать нейрофизиологические параметры дрожательных осцилляций скелетных мышц

различной локализации в сопоставлении с биоэлектрической активностью структур головного мозга, вовлеченных в генерацию и клиническую реализацию тремора. Для когерентного анализа тремора был предложен специальный прибор – анализатор когерентности тремора [2]. Он представляет собой переносное компактное устройство, позволяющее осуществлять в беспроводном режиме постоянный мониторинг физиологических двигательных переменных (регистрация накожной ЭМГ основана на принципе инерционных сенсоров). Прибор постоянно рассчитывает когерентность между различными ЭМГ-каналами для оценки функций треморного генератора, фиксации новых осцилляторов и т. д.

Игольчатая ЭМГ. При обследовании пациента с тремором ценную информацию можно получить путем регистрации ЭМГ отдельной мышцы с помощью игольчатых электродов. Наиболее значимым преимуществом игольчатой ЭМГ является выделение из общего миоэлектрического сигнала потенциалов действия отдельных двигательных единиц. При этом анализируются следующие параметры [3]:

- длительность разрядов каждой двигательной единицы;
- частота разрядов;
- порог рекрутования и время дерекрутования;
- временные характеристики пиковых разрядов;
- кросс-корреляция разрядных частот «соседних» двигательных единиц;
- гистограммы синхронизации;
- наличие признаков денервации – потенциалов фибрилляций и положительных острых волн;
- наличие фасцикуляций;
- наличие маркеров реиннервации (сателлитных потенциалов);
- индекс нестабильности потенциалов двигательных единиц;
- индекс джиттера (фазового дрожания цифрового сигнала).

Помимо вклада в анализ патофизиологии тремора (особенно его периферических механизмов) игольчатая ЭМГ оказывает на практике существенную помощь в диагностике, позволяя точно верифицировать топический уровень поражения двигательной системы и нередко играя решающую роль в диагностике конкретной нозологической формы.

Метод длительной ЭМГ-регистрации. Данный метод весьма надежен и удобен для количественной оценки различных видов патологического тремора. Он основан на использовании переносного кассетного записывающего устройства, соединенного с накожными ЭМГ-электродами, что позволяет осуществлять непрерывную 24-часовую запись ЭМГ [1, 2]. Длительная ЭМГ-регистрация

помогает решить проблему получения репрезентативных фрагментов (образцов) анализируемого тремора. При этом могут фиксироваться: частота появления тремора (пропорция времени внутри определенного периода, в течение которого регистрируется ритмическая ЭМГ-активность), средняя мощность ЭМГ, частота тремора в пределах конкретного временного интервала и т. д. Эти и другие показатели, регистрируемые с помощью длительной ЭМГ, хорошо коррелируют с клиническими рейтинговыми оценками тяжести эссенциального тремора [2]. Несомненным преимуществом данного метода является возможность оценки тремора у пациента, находящегося в привычной домашней обстановке, тогда как в незнакомых лабораторных условиях обычно возрастают напряжение и тревога, что влияет на результат треморографии. Дневные флуктуации выраженности тремора также могут быть адекватно оценены с помощью длительной записи ЭМГ. Метод перспективен и для объективного мониторинга результатов лечения [1].

Современный уровень обработки данных длительной ЭМГ-регистрации позволяет надежно дифференцировать паркинсонический и эссенциальный тремор, органический и психогенный тремор и т. д., причем трактовка результатов ЭМГ высоковоспроизводима при применении метода различными исследователями [1]. В процессе исследования автоматически анализируются частота тремора, временные параметры его возникновения, распределение фаз (паттерн активации мышц-антагонистов), асимметрия тремора и другие важные характеристики.

В последние годы предложен ряд дополнительных исследовательских возможностей применения ЭМГ в оценке тремора. Одной из наиболее интересных разработок является одновременное применение ЭМГ и функциональной МРТ [3]. Такое сочетание технологий позволяет напрямую соотнести гиперкинетические феномены с церебральной активностью и открывает новые перспективы в анализе патофизиологии тремора, трактовке исследуемых клинических синдромов тремора, дифференциальной диагностике.

На практике интерпретация результатов накожной и игольчатой ЭМГ значительно улучшается при их сопоставлении с данными исследования скоростей проведения по периферическим нервам, соматосенсорных вызванных потенциалов, транскраниальной магнитной стимуляции. В отдельных случаях у больных с тремором весьма полезным может оказаться также применение некоторых специальных нейрофизиологических тестов – исследования Н-рефлекса (реципрокное ингибирирование) и миотатического рефлекса, теста на «перезагрузку» тремора в определенных режимах нейростимуляции и т. д.

## ***Кинематические методы***

Кинематические методы регистрации тремора чрезвычайно многочисленны и могут базироваться на различных физических принципах. Общим признаком для них является непосредственная фиксация двигательных осцилляций, которая осуществляется с помощью специальных миниатюрных сенсоров (датчиков).

**Акселерометрия.** Представляет собой метод измерения ускорения вдоль оси датчика – в соответствии со вторым законом Ньютона. Существуют три основных конструктивных типа акселерометров: пьезоэлектрический, пьезорезистивный (силиконовый, пленочный) и емкостный [2]. Обычно при эссенциальном и других видах тремора усредненный частотный спектр имеет один доминантный пик и основная частота гиперкинеза определяется как частота наиболее широкого пика. Метод акселерометрии является на сегодня, пожалуй, наиболее используемым и популярным из всех методов регистрации тремора. На практике акселерометры наиболее часто применяются для исследования ведущих характеристик тремора – амплитуды, спектра частот и мощности тремора в определенной точке.

Многолетний опыт использования акселерометрической регистрации тремора показывает большую востребованность метода в клинике и реальную пользу, которую он приносит при проведении дифференциальной диагностики дрожательных гиперкинезов, определении особенностей течения болезни и результатов проводимого лечения. Некоторые авторы предлагают использовать компьютерный анализ тремора (акселерометр + накожные ЭМГ-электроды) для рутинной диагностики эссенциального тремора и других заболеваний с выделением конкретных нейрофизиологических критериев (петтернов) различных форм дрожательных гиперкинезов [3].

**Гироскопия.** Гироскоп представляет собой сенсор угловых скоростей, интеграция сигналов которых дает суммарную картину угловой ориентации [1, 3]. Метод базируется на измерении вибрационной силы Кориолиса – инерционной составляющей, которая проявляется при движении в направлении под углом к оси вращения. В гироскопических системах сила Кориолиса возникает во вращающейся референсной рамке и пропорциональна угловой скорости вращения. Схема работы гироскопа представлена на рисунке 2.1.

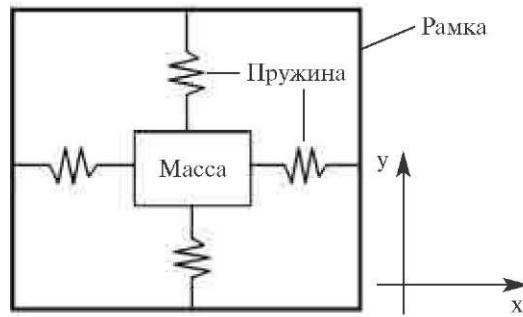


Рисунок 2.1 – Принцип действия гироскопа

Таким образом, гироскопы трансформируют скорость вращения конечностей и туловища в показатели, измеряющие трепет. Гироскопы могут регистрировать:

- угловые скорости движения конечностей (их сегментов относительно осей суставов);
- скорость и длину шага;
- угловую скорость вращения туловища;
- угловое смещение при движениях туловища.

Гироскопические системы лишены одного существенного недостатка, присущего стандартным акселерометрам – они не подвержены силе гравитации. Поскольку оси линейного акселерометра осциллируют вокруг гравитационного вектора, компонент гравитации всегда присутствует в частотном спектре записываемого трепета и это приводит к ошибке измерения [2]. Такой ошибки в гироскопии нет, а соотношение сигнала и шума оптимальное. В то же время достаточно большие размеры гироскопических устройств не позволяют адекватно регистрировать мелкий трепет пальцев рук.

В системе «масса – пружина – амортизатор» прилагаемая нагрузка запускает гармонические осцилляции второго порядка, при которых оценивается смещение исследуемой массы относительно жесткой рамки. При постоянных физических условиях смещение прямо пропорционально величине ускорения.

В последнее время предложены системы, комбинирующие акселерометр и гироскоп в одном компактном устройстве с возможностью беспроводного анализа параметров трепета [1]. Применение данных беспроводных устройств позволяет в реальном времени синхронизировать видеокоманды с параметрами трепета на фоне выполнения соответствующих заданий, что расширяет возможности программы по выбору оптимального алгоритма для анализа конкретного теста.

**Системы видеорегистрации.** Компьютерные системы видеодетекции движений являются количественными и качественными методами анализа двига-

тельных расстройств. Они предполагают комплексную автоматизированную регистрацию кинематики движений (в том числе дрожательных осцилляций) и ее анализ по большой совокупности параметров. Как правило, современные системы имеют не менее двух видеокамер, совмещенных с компьютером, которые могут в реальном времени представить цифровые координаты движений, отслеживаемых с помощью большого числа инфракрасных либо оптических датчиков [8, 14]. Многие из этих систем сделаны в переносном формате, однако их недостатком является существенно более высокая стоимость.

Видеосистемы удобны для количественной оценки тремора в клинических условиях. Они имеют преимущества перед многими другими методами в регистрации кинетического компонента тремора. Немаловажно, что системы видеорегистрации позволяют детально анализировать ходьбу, движения туловища, положение конечностей и других частей тела. Видеозапись тремора существенно помогает в валидизации разрабатываемых новых технологий оценки дрожательных гиперкинезов [1]. Наконец, еще одной важной областью применения видеосъемки являются учебные циклы, в рамках которых слушатели с разным уровнем подготовки имеют возможность улучшить свои навыки применения специальных количественных шкал.

К недостаткам большинства систем видеорегистрации тремора относятся: а) сравнительно длительное время процедуры записи двигательных заданий и, особенно, обработки данных; б) недостаточно высокая чувствительность для регистрации мелкоамплитудного и высокочастотного тремора; в) высокая стоимость.

Свообразной разновидностью видеорегистрации тремора является недавно предложенная система *TremAn (Tremor Analyzing Tool)* [3]. Она анализирует не сами параметры регистрируемых движений, а видимую периодичность тремора, оцениваемую как изменения интенсивности видеоизображения в выбранной области (части тела) – движения любого объекта обычно сопровождаются изменениями интенсивности сигнала, что может быть зафиксировано видеосистемой и оценено математически. Для такого анализа необходимо, чтобы: а) тремор определялся визуально; б) область интереса была строго неподвижной (кроме самих дрожательных осцилляций); в) длительность видеоряда была не менее 5 с, а частота анализируемых изображений не менее 15 кадров/с. Немаловажно, что данный метод может быть применен к любым архивным видеозаписям из различных источников. Он показал хорошую корреляцию с частотными данными, полученными с помощью акселерометрии и ЭМГ [3].

## *Другие кинематические системы регистрации тремора*

В последние годы предложен ряд новых кинематических систем и устройств для регистрации тремора, базирующихся на различных физических принципах [1]. К ним относятся:

– электромагнитные следящие системы – регистрирующие устройства, состоящие из передатчика, генерирующего низкочастотное магнитное поле, и приемника сигнала;

– системы на основе гибких угловых датчиков – используют принцип регистрации изменений электрического сигнала, происходящих при нарушении геометрии датчиков. Так, например, в специальных угломерных приборах – гониометрах – натяжение особых сенсорных устройств при движениях вызывает электрический ток, пропорциональный углу (например, углу сгибания конечности в исследуемом суставе);

– системы с комбинированными кинематическими сенсорными устройствами (оптико-механическими, оптико-электронными и т. п.). Многие из них используют отражаемые или активные световые маркеры, фиксируемые на коже. Системы фиксируют трехмерные движения и оценивают средние 3D-скорости, средние 3D-ускорения и среднюю 3D-дисперсию [2]. Преимуществом является возможность одновременной записи тремора со многих точек, недостатком – нелинейный (логарифмический) характер фильтрации сигнала, что искажает оценку высокоамплитудного тремора.

## *Тактильные устройства*

К простейшим методикам регистрации тремора, использующим непосредственный тактильный контакт, относится тензометрия. Она производится с помощью тензометрических датчиков, которые устанавливаются на контактную поверхность. При треморе происходит ослабление и усиление давления, в связи с чем параметры сигнала изменяются. В настоящее время в медицине и в технологиях виртуальной реальности все шире используются более совершенные тактильные роботизированные устройства, использующие новейшие разновидности интерфейсов «мозг – компьютер» [1].

Разнообразные современные методы регистрации тремора могут с успехом применяться у пациентов с острыми и хроническими заболеваниями нервной системы в динамике и на фоне лечения, в том числе с целью тренировки и реабилитации.

## Практическая часть

### *Измерение параметров тремора инерциальным методом*

Измерение параметров тремора инерциальным методом будет проводиться с помощью *Android*-приложения «треморметер». Данное приложение предназначено для измерения характеристик тремора инерциальным. Для работы с этим приложением необходимо установить его из каталога приложений, который выдает преподаватель, и запустить его. Стартовое окно программы показано на рисунке 2.2.

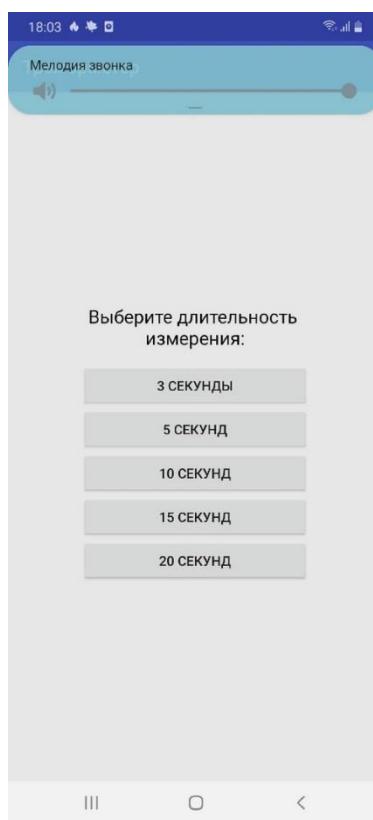


Рисунок 2.2 – Стартовое окно программы «треморметер»

Далее необходимо взять смартфон в правую руку, выбрать время измерения (10 с), нажать кнопку «СТАРТ» (рисунок 2.3.) и за 2 с опустить руку со смартфоном вниз (в расслабленное положение). Через 15 с на экране смартфона будут зафиксированы параметры тремора покоя (рисунок 2.4).

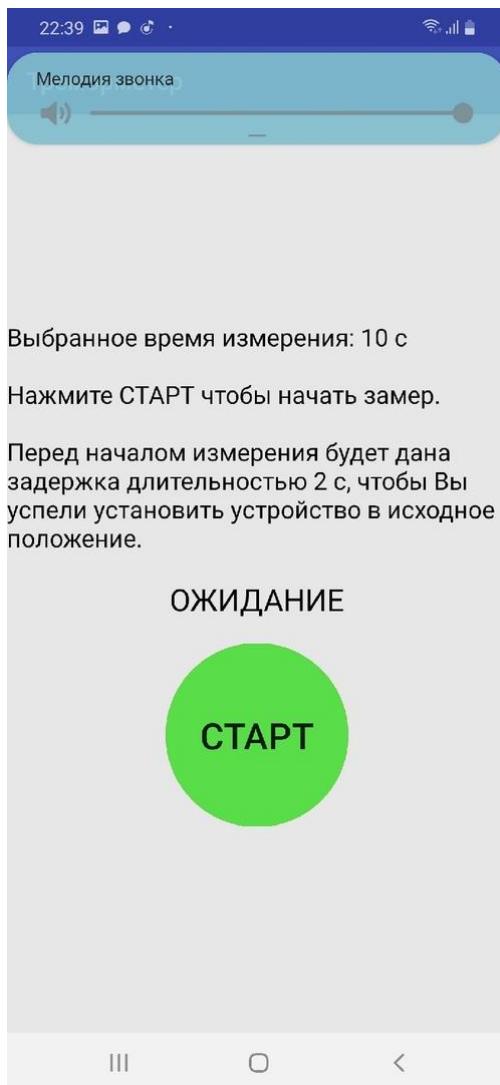


Рисунок 2.3 – Окно начала измерения

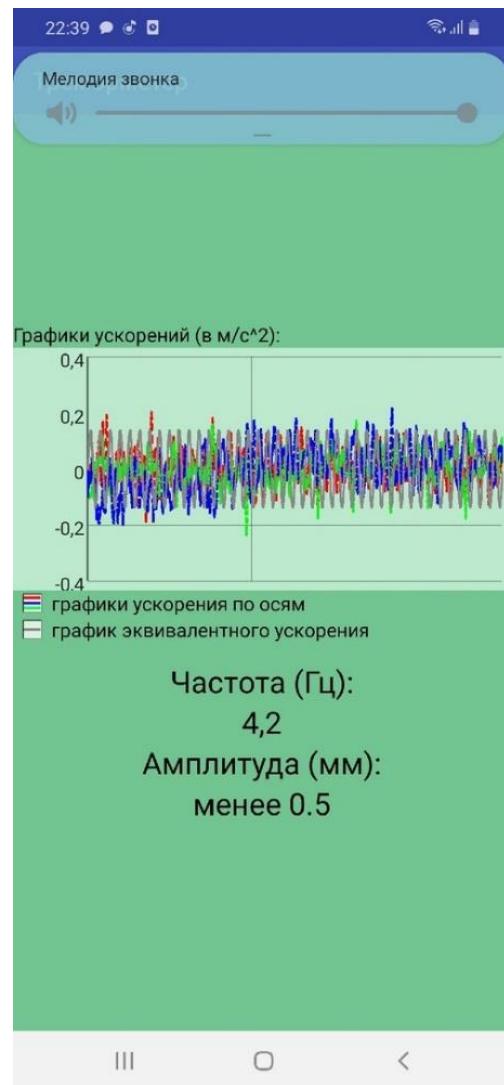


Рисунок 2.4 – Окно результатов измерения параметров tremора

Аналогично можно измерить параметры постурального tremора, держа руку со смартфоном на весу. После этого необходимо сравнить амплитуду и частоту постурального tremора и tremora покоя, заполнив таблицу 2.1.

Таблица 2.1 – Параметры tremора, измеренного инерциальным методом

Параметр	Амплитуда	Частота
Тремор покоя		
Инерциальный tremor		

## *Измерение параметров тремора дифференциальным методом*

Измерение параметров тремора дифференциальным методом проводится с помощью *Android*-приложения «*TREMOR AI*». Данное приложение предназначено для измерения характеристик тремора дифференциальным методом. Для работы с этим приложением необходимо установить его на свой смартфон из каталога приложений, который выдает преподаватель, и запустить его. Стартовое окно программы показано на рисунке 2.5.

Далее необходимо получить у преподавателя лист с напечатанной спиралью, которую следует обвести красной ручкой. После этого необходимо нажать кнопку «*AI Judgment*», затем «*Take Picture*» (рисунок 2.6) и сфотографировать спираль. После этого на экран будет выведен результат исследования (рисунок 2.7).

Параметр «*Length*» указывает на расхождение длины напечатанной спирали и длины спирали, нарисованной от руки. Если оно составляет 105 % или более, это указывает на отклонение от нормы.

Параметр «*Deviation*» показывает отклонение между напечатанной спиралью и спиралью, нарисованной от руки. Если оно составляет 1000  $\text{мм}^2$  или более, это указывает на отклонение от нормы.

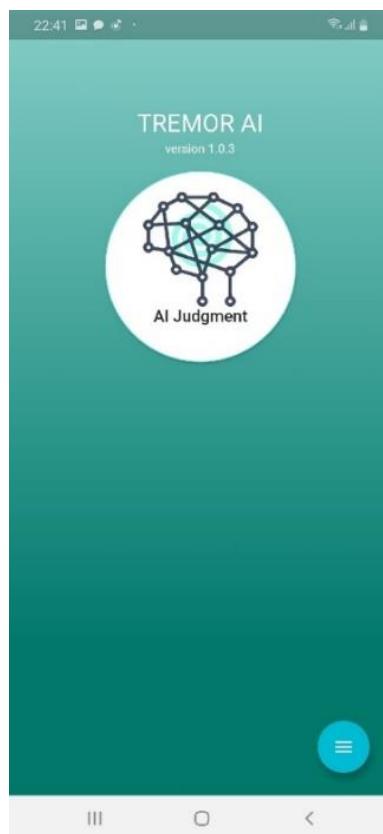


Рисунок 2.5 – Стартовое окно программы *Tremor AI*

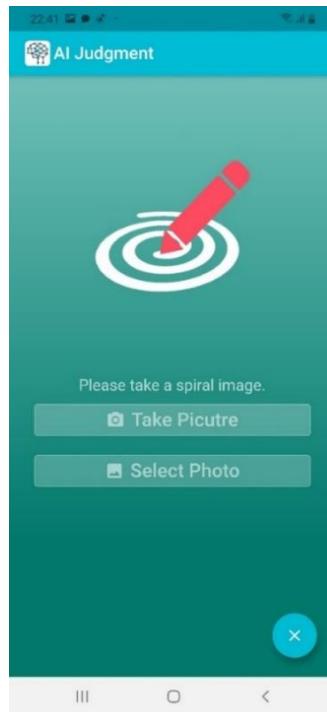


Рисунок 2.6 – Выбор варианта анализа обведенной спирали

Внизу указывается вероятность наличия одного из трех вариантов: мозжечкового (*Cerebellar*) тремора (тремора, вызванного мозжечковой атаксией); постурального тремора (*Tremor*) (включая эссенциальный тремор и усиленный физиологический тремор); нормы (*Normal*).



Рисунок 2.7 – Окно результата исследования

По результатам исследования необходимо заполнить таблицу 2.2.

Таблица 2.2 – Параметры тремора, измеренного дифференциальным методом

Параметр	Значение
Соотношение между напечатанной спиралью и длиной спирали, нарисованной от руки	
Отклонение между напечатанной спиралью и спиралью, нарисованной от руки	
Вероятность мозжечкового тремора	
Вероятность тремора	
Вероятность отсутствия тремора (нормы)	

### Контрольные вопросы

- 1 Что такое тремор и какие два его наиболее распространенных типа рассматриваются в тексте?
- 2 Каковы четыре основных патофизиологических механизма возникновения тремора? Дайте их краткую характеристику.
- 3 В чем заключается принцип работы и основные преимущества акселерометров для регистрации тремора? Назовите их основной недостаток.
- 4 Каковы ключевые преимущества электромиографии (ЭМГ) перед кинематическими методами при исследовании тремора?
- 5 Что позволяет выявить кросс-спектральный (когерентный) анализ сигналов при исследовании тремора и как интерпретируется «высокий» пик когерентности?
- 6 Какие три методики ЭМГ применяются при обследовании пациентов с тремором и какова основная диагностическая ценность игольчатой ЭМГ?
- 7 Какое преимущество гироскопов перед стандартными акселерометрами упоминается в тексте при регистрации тремора?
- 8 В чем заключается суть метода дифференциальной оценки тремора с помощью приложения «TREMOR AI» и анализа спирали? На какие параметры при этом обращают внимание?
- 9 Каковы основные преимущества и недостатки систем видеорегистрации для анализа тремора?
- 10 Какие пять категорий показателей используются в количественных исследованиях, связанных с тремором?

## **Список использованных источников**

- 1 Лихачёв, С. А. Тремор: феноменология и способы регистрации / С. А Лихачёв, В. В. Вашилин, С. К Дик. – М. : РНПЦ неврологии и нейрохирургии. – 10 с.
- 2 Тремор: классификация, клиническая характеристика / Т. Г. Говорова [и др.] // Consillium Medicum. – 2018. – № 9. – С. 95–100.
- 3 Современные инструментальные методы регистрации тремора / И. А. Иванова-Смоленская [и др.] // Новые технологии. – 2011. – № 2. – С. 17–23.

## Лабораторная работа № 3

### ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ТЕЛА С ПОМОЩЬЮ ОПТИЧЕСКОЙ ПЛЕТИЗМОГРАФИИ

**Цель работы:** изучить основные методы и устройства измерения биологических параметров тела человека с помощью оптической пletizmografii.

#### Теоретические сведения

Пletizmografija (от греч. *plethysmos* – увеличение и *grapho* – писать, изображать) – регистрация изменений объема органа или части тела, связанных с изменениями кровенаполнения их сосудов. Объем органа вычисляется из объема всех его тканей и крови, заполняющей сосуды. Первая величина остается постоянной на небольшом отрезке времени, а вторая – непрерывно меняется в связи с процессом кровообращения. Эти изменения объема крови могут быть зарегистрированы пletizmografom. Пletizmograf состоит из трех основных узлов: датчика, преобразующего изменения объема в электрический сигнал, усилителя и регистратора. Датчик находится непосредственно на исследуемой части тела и трансформирует механические колебания в электрический сигнал, а регистрирующая аппаратура отмечает их в виде непрерывной кривой на ленте. Существующие способы оценки изменений кровенаполнения связаны или с прямой регистрацией изменений объема (пневмопletizmografija), или с регистрацией сопутствующих изменений импеданса (реография), или с регистрацией изменений светопроницаемости тканей (фотопletizmografija).

Импедансная пletizmografija – это метод регистрации и исследования пульсовых колебаний кровенаполнения сосудов различных органов и тканей, основанный на регистрации изменений полного (омического и емкостного) электрического сопротивления переменному току высокой частоты. В странах СНГ часто используется термин реография. Этот способ регистрации был впервые применен в работах Г. Манна (30-е годы) и А. А. Кедрова (40-е годы).

В настоящее время методология способа основана на двух- или четырехточечной схеме измерения объемного удельного сопротивления и состоит в следующем: через исследуемый орган с помощью двух электродов пропускается сигнал с частотой от 20 до 150 кГц (в зависимости от исследуемых тканей).

Фотопletizmografija – метод регистрации оптической плотности ткани с помощью фотоэлектрического пletizmografa. Он применяется с целью изучения отдельных характеристик регионального кровообращения,

спектральных свойств крови, протекающей через изучаемый участок тела. Светопроницаемость живых тканей зависит от многих факторов, однако на коротких отрезках времени она связана в основном с количеством крови и степенью ее насыщения кислородом. Если исключить влияние второго фактора, то при помощи фотоэлемента можно регистрировать изменения светопроницаемости, связанные с изменением кровенаполнения. Этот факт положен в основу метода фотоэлектрической плеизографии (фотоплеизографии). Фотоэлектрические плеизографы включают в себя источник света и фоточувствительный элемент (обычно фоторезистор или фотодиод), соединенные так, что при наложении на исследуемый объект фоточувствительный элемент воспринимает свет, идущий от источника через ткань объекта. При этом датчик дает информацию не об объемных характеристиках кровенаполнения, а об оптической плотности ткани, зависящей не только от ее кровенаполнения, но и от колебаний спектрального состава крови. Датчик фотоплеизографа состоит из следующих частей (рисунок 3.1): источника света (1), линзы (2), световода (3) и фотоэлектрического преобразователя (5). Фотоплеизографический датчик устроен таким образом, что при его наложении на исследуемый объект фоточувствительный элемент (5) воспринимает свет от источника (1), идущий через ткань объекта (4). При этом датчик дает информацию не прямо об объемных характеристиках кровенаполнения, а об оптической плотности тканей, зависящей от ее кровенаполнения.

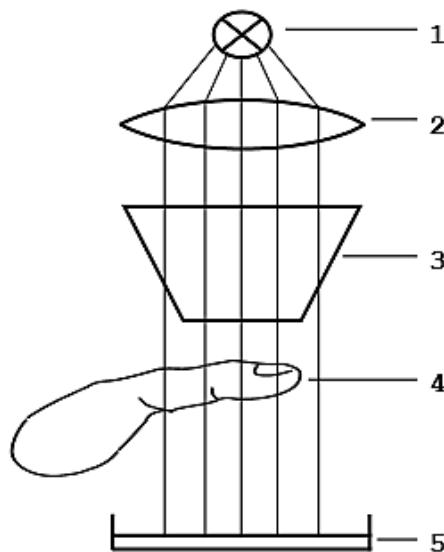


Рисунок 3.1 – Конструкция фотодатчика  
исследования в проходящем свете

Комбинированное применение линзы (2) и световода (3) позволяет получить параллельный пучок световых лучей и обеспечить его подведение к объекту исследования (4).

## **Пульсоксиметрия**

Основу метода пульсоксиметрии составляет измерение поглощения света определенной длины волны гемоглобином крови. Гемоглобин служит своего рода фильтром, причем «цвет» и «толщина» этого естественного фильтра могут меняться. «Цвет» фильтра зависит от количества кислорода, связанного с гемоглобином, или, иными словами, от процентного содержания оксигемоглобина. На этом базируется способность пульсоксиметра устанавливать степень оксигенации крови.

Гемоглобин – общее название белков крови, содержащихся в эритроцитах и состоящих из четырех цепочек бесцветного белка глобина, каждая из которых включает одну группу гема. Разновидности гемоглобина имеют собственные названия и обозначения (HbA, HbF, HbP).

Оксигемоглобин – полностью оксигенированный гемоглобин, каждая молекула которого содержит четыре молекулы кислорода ( $O_2$ ). Обозначается как  $HbO_2$ .

Дезоксигемоглобин – гемоглобин, не содержащий кислорода. Называется также восстановленным, или редуцированным, гемоглобином и обозначается как Hb.

На изменения «толщины» фильтра влияет пульсация артериол: каждая пульсовая волна увеличивает количество крови в артериях и артериолах. Врач определяет это как пульс, а пульсоксиметр – как «утолщение» фильтра. Так измеряются частота пульса и амплитуда пульсовой волны.

Таким образом, применение одного принципа измерения позволяет определить сразу три диагностических параметра: степень насыщения гемоглобина крови кислородом, частоту пульса и его «объемную» амплитуду.

Поскольку измерение производится путем просвечивания тканей, метод получил название «трансмиссионная пульсоксиметрия». В настоящее время интенсивно разрабатывается другой вариант метода, заключающийся в анализе светового потока, отраженного тканями (отраженная пульсоксиметрия). Выпуск серийных приборов, работающих по этому принципу, освоен лишь несколькими фирмами.

Количественная спектрофотометрия крови основана на использовании закона для растворов Бугера – Ламберта – Бера, который связывает интенсивность падающего ( $I_{\text{пад}}$ ) и интенсивность проходящего ( $I_{\text{пр}}$ ) сквозь исследуемую пробу света:

$$I_{\text{пр}} = I_{\text{пад}} \times e^{-k \times [C] \times d}, \quad (3.1)$$

где  $k$  – коэффициент молярной экстинкции, постоянный для каждого вещества и длины волны падающего света;  $[C]$  – концентрация поглощающего свет вещества;  $d$  – толщина слоя поглощающего вещества.

Поглощение света для постоянной толщины слоя исследуемого вещества, определяемого, например, размером измерительной кюветки, зависит от коэффициента экстинкции и пропорционально концентрации поглощающего вещества. Зависимость коэффициента экстинкции от длины волны падающего света образует спектр поглощения вещества.

Для  $N$ -компонентных растворов суммарная абсорбция  $A_j$ , измеренная на длине волны излучения  $\lambda_j$ , может быть представлена в виде

$$A_j = d \sum_{i=1}^N [C_i] \cdot k_i(\lambda_j). \quad (3.2)$$

Данное выражение позволяет определить концентрации веществ – компонентов раствора  $[C_i]$ , измеряя величину абсорбции на различных длинах волн света, для которых коэффициенты экстинкции исследуемых веществ известны. В этом случае выражение для суммарной абсорбции дает систему уравнений ( $j = [1, m]$ , где  $m$  – количество используемых в измерениях длин волн света), имеющее решение при  $m > n$ .

Исследование оптических свойств крови с целью определения степени ее оксигенации показывает, что каждая форма гемоглобина имеет свой собственный спектр поглощения. Так, оксигемоглобин  $HbO_2$  имеет минимум поглощения в красной части спектра, где поглощение редуцированного гемоглобина  $Hb$  выше; в инфракрасной (ИК) части спектра поглощения  $HbO_2$  становится несколько выше поглощения  $Hb$ . Карбоксигемоглобин  $COHb$  имеет резко падающую зависимость поглощения и в ИК-области его поглощение незначительно. Метгемоглобин  $MetHb$  имеет более сложную зависимость поглощения от длины волны излучения, однако можно выделить характерные участки спектра, где оптические свойства  $MetHb$  существенно отличаются от свойств других форм гемоглобина.

Ткани, через которые проходят оба световых потока, являются неизбирательным фильтром и равномерно ослабляют излучение обоих светодиодов. Степень ослабления зависит от толщины тканей, наличия кожного пигмента, лака для ногтей и прочих препятствий на пути света.

Гемоглобин – это цветной фильтр, причем на цвет фильтра влияет степень насыщения гемоглобина кислородом.

Дезоксигемоглобин, имеющий темно-вишневый цвет, интенсивно поглощает красный свет и слабо задерживает инфракрасный. Поэтому если на кровь, не содержащую кислорода, направить красный и инфракрасный свет, то первый будет почти полностью задержан, а второй – лишь несколько ослаблен. И наоборот, оксигемоглобин хорошо рассеивает красный свет (и потому сам имеет красный цвет), но интенсивно поглощает инфракрасное излучение. Схема распределения абсорбции света в тканях дана на рисунке 3.2.

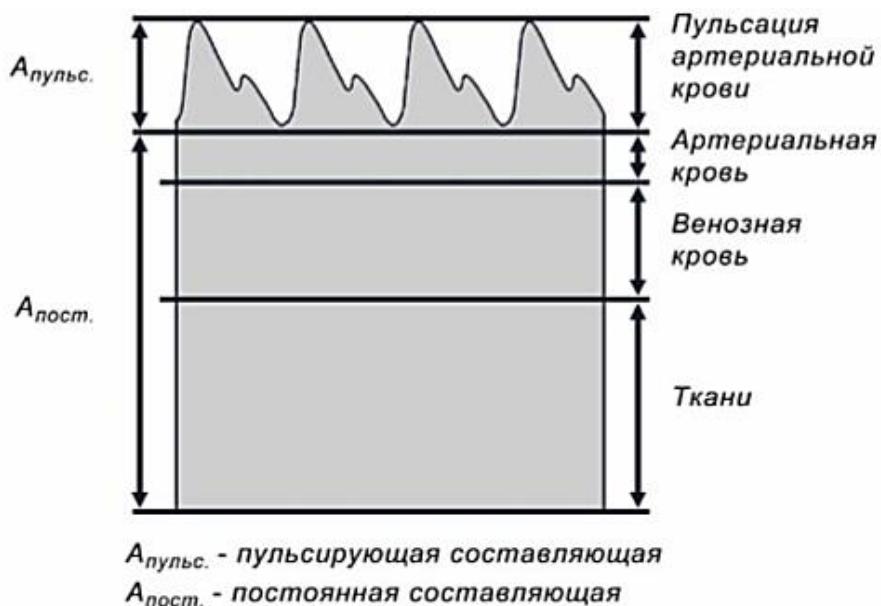


Рисунок 3.2 – Распределение абсорбции света в тканях

Таким образом, соотношение двух световых потоков, дошедших до фотодетектора через мочку уха или палец, зависит от степени насыщения (сатурации) гемоглобина крови кислородом. По этим данным, используя специальный алгоритм, рассчитывают процентное содержание в крови оксигемоглобина.

Свет частично рассеивается, поглощается и отражается тканями пальца или мочки уха. Красный и инфракрасный потоки при прохождении через ткани ослабляются в равной степени. Толщина этого биологического фильтра в каждом случае индивидуальна, но при стабильном положении датчика практически постоянна. Она легко учитывается пульсоксиметром, который

настраивает интенсивность свечения светодиодов, чтобы излучаемый ими свет мог в достаточном количестве проникать сквозь ткани. Однако при движении или смещении датчика расстояние между светодиодами и фотодетектором становится непостоянным, что приводит к появлению артефактов.

Венозная и капиллярная кровь – это первый избирательный фильтр, который ослабляет красное и инфракрасное излучение неодинаково. Соотношение величин двух световых потоков, прошедших через данный фильтр, зависит от концентрации окси- и дезоксигемоглобина в крови. Но поскольку пульсация венул и капилляров незначительна, объем крови, содержащийся в них, можно считать постоянной величиной, которая просто измеряется и легко учитывается при расчетах.

Если датчик слишком сильно сдавливает палец или мочку уха, тем самым нарушая отток крови от тканей, пульсация артериального кровотока способна передаваться на вены. Пульсоксиметр не отличает пульсацию артерий от пульсации вен, а потому начинает включать в расчет абсорбцию света венозной кровью, занижая результат. Это необходимо иметь в виду при установке датчика.

Путем анализа формы сигнала фотоплетизмограммы можно выделить его фрагменты, соответствующие моментам систолического выброса. Именно в эти короткие промежутки времени на вершине систолы удается наиболее точно определить сатурацию артериальной крови кислородом. Для определения сатурации используется методика двухлучевой спектрофотометрии. Измерение абсорбции света производится в моменты систолического выброса, т. е. в моменты максимума амплитуды сигнала датчика для двух длин волн излучения.

Согласно закону Бугера – Ламберта – Беера величина абсорбции света пропорциональна толщине слоя поглощающего вещества, т. е. при исследовании кровотока определяется размером сосуда или объемом крови, проходящим через исследуемый участок тканей. Сужение и расширение сосуда под действием артериальной пульсации кровотока вызывают соответствующее изменение амплитуды сигнала, получаемого с выхода фотоприемника. Фотоплетизмограмма (ФПГ), получаемая после усиления и обработки сигнала фотоприемника (рисунок 3.3), характеризует состояние кровотока в месте расположения датчика. В частности, когда давление крови повышается или возникает вазодилатация (расширение) сосудов, амплитуда ФПГ возрастает, при снижении давления или вазоконстрикции (сужении) сосудов амплитуда падает.

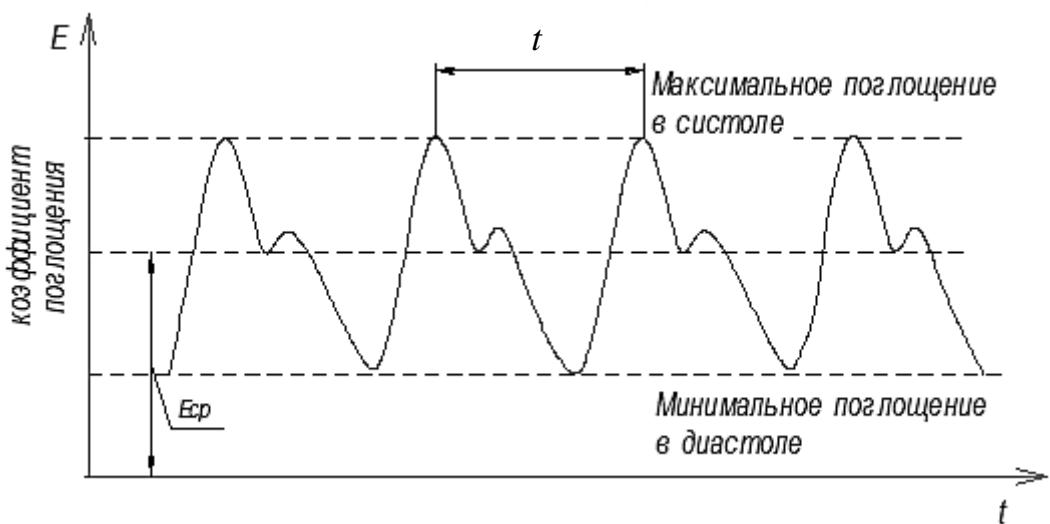


Рисунок 3.3 – Пример фотоплетизмограммы

Изменения в форме ФПГ могут указывать на развитие гемодинамических нарушений на исследуемом участке сосудистого русла, поэтому ФПГ отображается на графическом дисплее монитора для использования в клинической диагностике (рисунок 3.4).

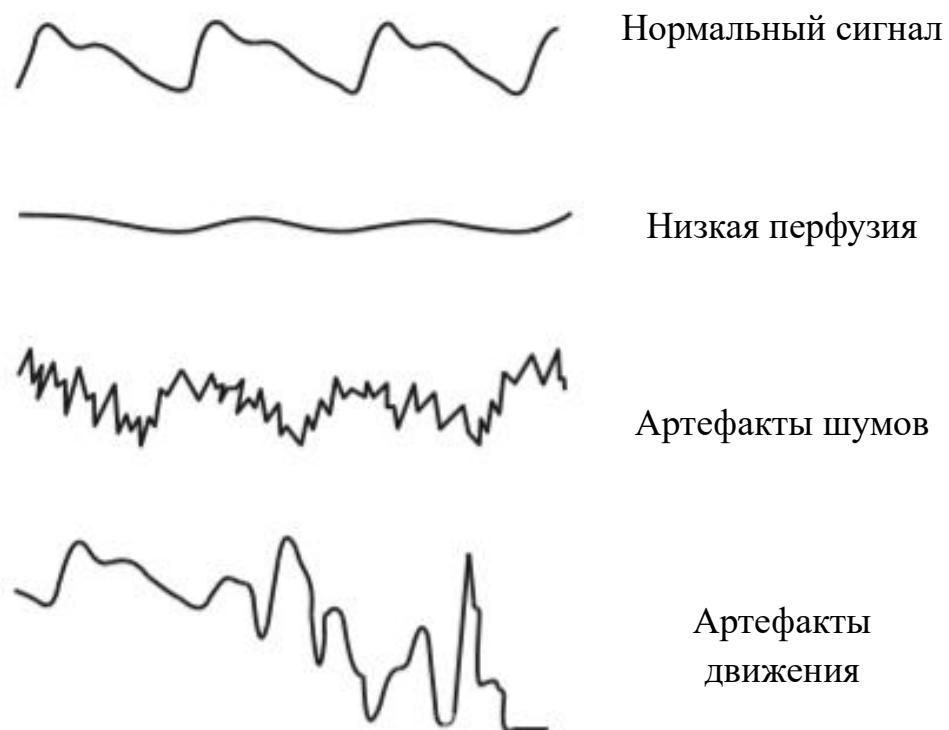


Рисунок 3.4 – Примеры фотоплетизмографии при различных ситуациях

Артефактное занижение  $SpO_2$  может происходить и при выраженной вазодилатации, когда артериолы перестают сглаживать пульсовую волну периферического кровотока и пульсации крови достигают венул. Еще одна вероятная причина пульсации вен, влияющей на точность работы пульсоксиметра, – недостаточность трикуспидального клапана, при которой каждое сокращение правого желудочка сопровождается регургитацией крови в венозную систему.

Такое явление наблюдается не только при органических пороках сердца, но и при острой дилатации правого желудочка, например, при массивной тромбоэмболии легочной артерии. Сходные по природе артефакты возникают и в момент кашля, порождающего мощные волны давления в венозной системе (в чем нетрудно убедиться, покашливая после подключения пульсоксиметра).

Высокие венозные волны могут появляться на фотоплетизмограмме, если датчик находится значительно ниже уровня сердца. Чтобы убедиться в этом, достаточно встать и опустить руку с датчиком вниз. Во многих случаях такой маневр сопровождается удвоением частоты пульса и занижением сатурации. Поэтому некоторые фирмы рекомендуют располагать руку с помещенным на ней датчиком на уровне сердца.

К сожалению, распознать такого рода артефакты в клинических условиях непросто. Для этого требуется синхронное инвазивное или лабораторное измерение  $SpO_2$ . Лишь в единичных моделях пульсоксиметров есть специальные программы анализа сигнала и обнаружения артефактов. Поэтому в случаях, описанных выше, ориентироваться на показания пульсоксиметра следует с осторожностью.

Перед тем как принять в расчет показания монитора, обратите внимание на форму фотоплетизмограммы. При наличии дополнительных волн и пиков воздержитесь от выводов и действий, основанных на показаниях пульсоксиметра.

Если степень гипоксемии, выявленная пульсоксиметром, является крайне серьезной и требует незамедлительных действий, определите газовый состав артериальной крови:  $PaO_2$  – самый надежный показатель, на который следует ориентироваться.

Кровь, остающаяся в артериолах к концу каждой пульсации, является своего рода «конечно-sistолическим объемом» артериального русла. Поглощение световых потоков данным слоем могло бы предоставить столь нужную информацию об артериальном оксигемоглобине, однако использовать ее невозможно: непульсирующий компонент артериального объема рассматривается пульсоксиметром лишь как помеха.

На фотодиод падает излучение, которое пульсоксиметр расценивает как фоновое. Когда до артерий доходит очередная пульсовая волна, объем крови в них увеличивается и поглощение света изменяется. На пике пульсовой волны различие между фоновым и текущим током фотодетектора становится максимальным. Пульсоксиметр измеряет это различие, определяя его как дополнительное количество артериальной крови, появившейся на пути излучения. Этой информации оказывается достаточно, чтобы по специальному алгоритму рассчитать степень насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом. К сожалению, сам принцип измерения является источником артефактов, потому что любые быстрые изменения сигнала независимо от их происхождения пульсоксиметр может расценить как информацию для расчета  $SpO_2$ .

В различных моделях пульсоксиметров степень насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом (в процентном соотношении от общего содержания гемоглобина) обозначается неодинаково:

- $SAT$  – сатурация (насыщение);
- $HbO_2$  – процентное содержание  $HbO_2$  от общего количества гемоглобина;
- $SaO_2$  – насыщение артериальной крови кислородом;

–  $SpO_2$  – насыщение артериальной крови кислородом, измеренное методом пульсоксиметрии. Последнее обозначение – наиболее часто употребляемое и самое корректное, поскольку предполагает, что результат измерения зависит от особенностей метода. Например,  $SpO_2$  при наличии в крови карбоксигемоглобина будет выше истинной величины  $SaO_2$ , измеренной лабораторным методом.

### ***Перфузионный индекс***

Свет, который поглощается и рассеивается, проходя через ткани и кровь, может быть разделен на две составляющие. Постоянная составляющая ( $DC$ ) образуется вследствие абсорбции света кожей и другими тканями, а также непульсирующим объемом крови. Переменная составляющая ( $AC$ ) отражает абсорбцию света пульсирующим потоком крови, т. е. артериальной кровью. Для повышения точности определения сатурации методом пульсовой оксиметрии используется нормирование сигналов поглощения света, для чего измеряется постоянная составляющая в моменты диастолы и находится отношение амплитуд пульсирующей и постоянной составляющих. Эта процедура выполняется для каждой длины волны излучения. Нормированная

величина поглощения не зависит от интенсивности излучения светодиодов, а определяется только оптическими свойствами живой ткани (следствие из закона фотоэффекта Эйнштейна). Таким образом, перфузионный индекс (*PI*) представляет соотношение переменной и постоянной составляющих световой адсорбции, выраженное в процентах. Современные технологии позволяют регистрировать величину *PI* в диапазоне 0,02–20,0 %.

В зависимости от интенсивности объемного периферического кровотока, заполнения сосудистого русла жидкостью, количества функционирующих капилляров будет регистрироваться та или иная величина *PI*. Нормальная величина *PI* находится в пределах 4–5 %. Значения *PI*, превышающие 5 %, расцениваются как избыточная перфузия. Чем ниже величина *PI*, тем меньше объемный периферический кровоток. Снижение *PI* регистрируют при развитии периферической сосудистой вазоконстрикции, артериосклерозе, гипотермии, состоянии гиповолемического и кардиогенного шока с централизацией кровообращения, болезнях Бюргера и Рейно, одновременном наличии гиповолемии и стрессовой вазоконстрикции. При остановке эффективного кровообращения определение *PI* становится невозможным, однако массаж сердца позволяет восстановить процесс определения величины *PI*. При низкой перфузии количество света, которое получает фотоприемник, может стать чрезмерно высоким или чрезмерно низким. Чем больше разница в количестве света, полученного фотоприемником в разные фазы сердечного цикла, тем более точными будут измерения. Наоборот, когда периферическая перфузия очень сильно снижена, результаты измерений становятся нестабильными. На них серьезно влияет компрессия тканей (раздувание манжеты при измерении артериального давления (АД)) и снижение температуры тела.

### ***Порядок работы с фотоплазмографом «Pulse Lite»***

Фотоплазмограф «Pulse Lite» позволяет регистрировать пульсовую волну, сохранять фотоплазмограммы в файл и проводить контурный анализ пульсовой волны и анализ вариабельности сердечного ритма.

#### ***Запись фотоплазмограммы***

Запустите программу «*Pulse Lite Control*» и подключите пульсограф к компьютеру. Программа сразу подключится к прибору. Если этого не произошло, нажмите кнопку «Подключить» на вкладке «Устройство» (группа «*Pulse Lite*»).

Создайте новый файл записи пульсограммы, нажав кнопку «Новая» в поле «Запись», выберите папку и введите имя файла в диалоговом окне.

Если ваш прибор укомплектован датчиком-прищепкой на палец или на ухо, в группе «Светодиод» выберите тип датчика, с помощью которого вы собираетесь регистрировать пульсовую волну. По умолчанию выбран тип датчика «на отражение», вмонтированный в корпус прибора. Чтобы выбрать датчик-прищепку «на просвет», нажмите кнопку «Кр. прищепка» или «ИК прищепка». В режиме записи «Кр. прищепка» в качестве источника света будет использоваться красный светодиод прищепки, в режиме «ИК прищепка» – инфракрасный. Обычно в режиме «ИК прищепка» пульсограммы регистрируются с меньшим уровнем шума, чем в режиме «Кр. прищепка».

Если прищепка отключена от прибора, кнопки «ИК прищепка» и «Кр. прищепка» недоступны для нажатия.

Предварительный просмотр сигнала фотоплетизмограммы доступен в поле «Контроль». Дождитесь, пока пульсограф подберет требуемый уровень усиления сигнала, при первом включении на подбор параметров может потребоваться более 20 с (в дальнейшем прибор будет выходить в рабочий режим менее 5 с).

В окне предварительного просмотра «Контроль» помимо сигнала фотоплетизмограммы отображаются значения управляющих сигналов, отражающих ток светодиода *LedI*, а также уровень усиления сигнала *LFamp* и величину постоянной составляющей *DC*.

После того как прибор подберет требуемое усиление и форма сигнала станет приемлемой для начала записи в файл, нажмите кнопку «Начать».

В зависимости от выбранного типа датчика линия фотоплетизмограммы будет зеленого (встроенный в прибор датчик), красного (красный светодиод датчика-прищепки) или фиолетового цвета (инфракрасный светодиод датчика-прищепки).

Чтобы приостановить запись фотоплетизмограммы в файл, нажмите кнопку «Пауза». Чтобы возобновить запись, нажмите кнопку «Пауза» повторно. Чтобы завершить запись в файл, нажмите кнопку «Стоп» в поле «Запись». Если после нажатия кнопки «Стоп» снова нажать кнопку «Запись», предыдущая запись сигнала будет перезаписана, о чем вас предупредит программа.

### ***Просмотр фотоплетизмограммы***

Чтобы просмотреть ранее записанную фотоплетизмограмму, перейдите на вкладку «Измерения» и нажмите кнопку «Смотреть» в поле «Просмотр».

Также открыть файл фотоплетизмограммы можно, дважды кликнув по файлу записи (с расширением «.pwv»). Недавние записи фотоплетизмограмм доступны в главном меню приложения.

Цвет линий плеизограммы, как и при записи, зависит от типа используемого датчика: зеленый – встроенный в прибор датчик, красный – красный светодиод датчика-прищепки, фиолетовый – инфракрасный светодиод датчика-прищепки. При просмотре пульсограммы над каждой пульсовой волной отображается величина мгновенной ЧСС в ударах в мин (цвет цифр зависит от величины ЧСС: зеленый при нормальной ЧСС и красный при ЧСС выше 90 ударов или менее 40 в мин).

Просматривать запись можно путем «протягивания» зажатой левой кнопкой мыши, либо используя полосу прокрутки внизу окна программы.

В программе реализован встроенный корректор изолинии. Он отключается по нажатии кнопки «Изокорректор», а включается при повторном нажатии (по умолчанию корректор включен).

### ***Контурный анализ пульсовой волны***

Перед анализом пульсовой волны введите данные о пациенте, нажав на кнопку «Сведения» в поле «Пациент». Для вычисления индекса жесткости необходимо задать рост человека в сантиметрах в соответствующем поле и нажать кнопку «Сохранить». Остальные текстовые поля можно оставить пустыми. Чтобы вернуться к просмотру записи, нажмите кнопку «Смотреть».

Выберите начало и конец анализируемого фрагмента – одной пульсовой волны. Для этого нажмите кнопку «Начало» в поле «Выбор фрагмента», появится маркер начала фрагмента. Переместите запись фотоплетизмограммы так, чтобы маркер указывал на начало анализируемой пульсовой волны. Нажмите кнопку «Конец» и повторите процедуру перемещения записи. Для корректного анализа пульсовой кривой необходимо устанавливать границы анализируемого периода пульсовой волны, слегка захватывая предыдущий и следующий периоды.

После выбора пульсовой волны нажмите кнопку «Индексы ПВ» в группе «Анализ».

Для проведения контурного анализа пульсовой волны установите маркеры, которые указывают на характерные точки кривой: В1 (начало сердечного цикла), В2 (момент максимального расширения сосуда в фазе изгнания), В3 (точка, которая соответствует протодиастолическому периоду), В4 (начало диастолы), В5 (завершение сердечного цикла).

К примеру, чтобы указать точку В1, нажмите кнопку «В1» в поле «Маркеры» и щелкните мышью в месте расположения характерной точки В1, кото-

рая соответствует началу периода. Положение маркера можно поправить, зажав левую кнопку мыши при нажатой кнопке маркера в поле «Маркеры». Повторите описанную процедуру для всех маркеров, расстановка маркеров пульсовой волны осуществляется в любом порядке. После установки всех маркеров программа «Pulse Lite Control» автоматически рассчитает амплитудно-временные параметры пульсовой волны и индексы, которые отобразятся в таблице «Индексы ПВ».

Программа не сможет посчитать индекс жесткости, если рост пациента не занесен в сведения об испытуемом в программе (если это не сделано, то следует нажать кнопку «Сведения», внести рост в сантиметрах, после чего снова нажать на «Индексы ПВ»).

Таблица 3.1 – Расшифровка показателей контурного анализа пульсовой волны

Показатель	Описание	Норма
1	2	3
ИЖ, м/с	Индекс жесткости – параметр, который явно коррелирует со скоростью распространения пульсовой волны – маркером артериальной жесткости (риgidности)	5–9 м/с
ИО, %	Индекс отражения – отражает преимущественно тонус артериол и мелких сосудов, косвенно указывает на наличие атеросклеротических отложений (увеличение отражений)	40–70 %
АПВ	Амплитуда пульсовой волны (амплитуда анакротической фазы)	–
АДВ	Амплитуда дикротической волны	$0,5 \times \text{АПВ}$
ВИ	Высота инцизуры	$(2/3) \times \text{АПВ}$
ИДВ	Индекс дикротической волны	50–70 %
ДАФ, с	Длительность анакротической фазы пульсовой волны	–
ДДФ, с	Длительность дикротической фазы пульсовой волны	–

*Продолжение таблицы 3.1*

1	2	3
ДФИ, с	Длительность фазы изгнания – параметр, отражающий диастолическую активность	–
ДПВ, с	Длительность пульсовой волны	0,7–1,1 с
ИВВ, %	Индекс восходящей волны – параметр, отражающий фазу наполнения в систолический период сердечного цикла, соответствует отношению длительности восходящего сегмента анакротической волны к общей длительности пульсовой волны	15–30 %
ВН, с	Время наполнения (соответствует промежутку от начала пульсовой волны до вершины анакротической волны)	0,06–0,2 с
ДС, с	Продолжительность систолической фазы сердечного цикла	0,35–0,55
ДД, с	Продолжительность диастолической фазы сердечного цикла	0,4–0,6 с
ВОВ, с	Время отражения пульсовой волны (соответствует времени расслабления миокарда в протодиастолическую фазу)	0,2–0,4 с
ЧСС	Частота сердечных сокращений	55–85
В1 (t; a)	Начало сердечного цикла	–
В2 (t; a)	Момент максимального расширения сосуда в фазу изгнания	–
В3 (t; a)	Точка, которая соответствует протодиастолическому периоду	–
В4 (t; a)	Начало диастолы	–
В5 (t; a)	Завершение сердечного цикла	–

Рабочая область окна программы разделена вертикальным сплиттером. Передвигая сплиттер влево и вправо, можно изменять размер отображаемых областей (области с исследуемой пульсовой волной и вычисленными амплитудно-временными параметрами).

### ***Анализ ЧСС фотоплетизмограммы***

Выберите начало и конец анализируемого фрагмента фотоплетизмограммы кнопками «Начало» и «Конец», как описано в разделе «Контурный анализ». Также маркеры легко устанавливаются в нужный участок записи правым кликом мыши (в начале анализируемого фрагмента выберите в контекстном меню пункт «Маркер начала в текущую позицию», перейдите в конец фрагмента и выберите пункт «Маркер конца в текущую позицию»).

После выбора фрагмента нажмите кнопку «ЧСС фрагмента» в поле «Анализ», после чего в рабочей области программы отобразится выбранный фрагмент записи и зависимость мгновенной ЧСС от времени (ритмограмма).

Для изменения масштаба отображения выделенного фрагмента записи пульсограммы по временной шкале используйте стрелки в правом нижнем углу рабочей области программы.

Рабочая область окна программы разделена горизонтальным сплиттером на область отображения записи пульсограммы и область вычисленной ритмограммы. Вы можете изменить соотношение размеров разделенных областей, перетягивая сплиттер вверх (увеличение области ритмограммы) и вниз (уменьшение области отображения пульсограммы). Для этого наведите курсор мыши на сплиттер (курсор изменит свою форму), нажмите левую кнопку мыши и перетяните сплиттер в нужном направлении.

Навигация вдоль записи осуществляется, как и в режиме просмотра пульсограммы, с помощью жестов мыши (удерживая левую кнопку мыши, перемещайте курсор влево или вправо) и с помощью полосы прокрутки в нижней части окна программы.

### ***Анализ вариабельности сердечного ритма (ВСР)***

Для проведения анализа вариабельности сердечного ритма выберите анализируемый фрагмент кнопками «Начало» и «Конец» в поле «Выбор фрагмента» либо правым кликом мыши в области записи. Нажмите кнопку «ВСР фрагмента». Обратите внимание, что для обеспечения максимальной информативности анализа ВСР как метода диагностики, длительность фрагмента должна быть не менее 5 мин.

Вы можете провести анализ всего выделенного фрагмента, анализ фрагмента заданной длительности либо анализ фрагмента с заданным количеством сердечных сокращений (тип анализа выбирается в области «Исходные данные»).

К примеру, чтобы провести анализ ВСР фрагмента длительностью 5 мин, выберите начало фрагмента, установите маркер конца в любом месте, перейдите на вкладку «ВСР фрагмента», выберите «X секунд от начала фрагмента», введите в тестовое поле «X» число 300 и нажмите кнопку «Применить».

В верхней части рабочей области отображается ритмограмма выделенного участка записи (зависимость длительности сердечного сокращения от времени). Ниже слева показана скатерограмма (корреляционная ритмограмма), справа – гистограмма (вариационная пульсограмма).

Для изменения масштаба графического отображения зависимостей используйте жесты мыши: для увеличения определенного участка на графике (увеличения степени детализации изображения) выделите необходимый участок прямоугольником, начиная с левого верхнего угла, зажав левую кнопку мыши, и отпустите кнопку мыши. Для уменьшения детализации (увеличения масштабов отображения) также проведите выделение участка прямоугольником, удерживая левую кнопку мыши, начинать выделение необходимо с нижнего правого угла.

Для передвижения по графику перемещайте курсор мыши, удерживая ее правую кнопку.

Для отображения параметров ВСР и спектрального анализа ВСР нажмите кнопку «Далее». В рабочей области программы отображаются спектр ВСР, полученный с помощью быстрого преобразования Фурье, и параметры ВСР в таблице «Показатели ВСР». Области отображения разделены вертикальным сплиттером. Чтобы вернуться к графикам ВСР, нажмите кнопку «Назад».

Высокочастотные спектральные компоненты обозначаются на графике красным цветом, низкочастотные – зеленым, очень низкочастотные – синим, ультразвуковые – коричневым.

Таблица 3.2 – Расшифровка показателей ВСР

Показатель	Описание	Норма
1	2	3
ЧСС ( <i>HR</i> ), ударов/мин	Средняя частота сердечных сокращений за минуту	55–85
Дисперсия ( <i>D</i> ), мс <sup>2</sup>	Дисперсия – статистический показатель, указывающий на величину среднего значения отклонения, т. е. на разброс длительностей сердечных циклов	–
СКО ( <i>SDNN</i> )	Среднеквадратичное отклонение – суммарный статистический показатель вариабельности величин интервалов между сердечными сокращениями за весь рассматриваемый период	30–100
КВ ( <i>CV</i> ), %	Коэффициент вариации, представляет собой нормированную оценку СКО	3–9
<i>RMSD</i> , мс	Среднеквадратичная разностная характеристика (квадратный корень из суммы квадратов разности величин последовательных нормальных интервалов, исключая экстрасистолы)	20–50
<i>PNN50</i> , %	Процент интервалов от общего числа последовательных пар интервалов, различающихся более чем на 50 мс, полученный за весь период записи	5–30
<i>Amo</i>	Амплитуда моды – показатель, получаемый из гистограмм и отражающий число интервалов, соответствующих значению моды в процентах	0,3–0,4

Продолжение таблицы 3.2

1	2	3
$Mo$ , мс	Мода – наиболее часто встречающееся в данном динамическом ряду значение длительности сердечного цикла	700–1100
$M \times DMn$ , мс	Вариационный размах – показатель, отражающий степень вариативности значений интервалов в исследуемом динамическом ряду	200–400
$M \times RMn$	Отношение максимального значения длительности сердечного цикла к минимальному	1,3–1,7
ИН (SI)	Индекс напряжения регуляторных систем (стресс-индекс)	50–150
$ИВВ = LF / HF$	Индекс вагосимпатического взаимодействия	–
$ИЦ = (VLF + LF) / HF$	Индекс централизации	2–6
$TP$ , мс <sup>2</sup>	Total power – суммарная мощность спектра ВСР, полученного с помощью БПФ (быстрого преобразования Фурье) с использованием оконной функции Хеннинга	–
$HF$ , мс <sup>2</sup>	Суммарная мощность в диапазоне высоких частот (0,4–0,15 Гц)	–
$LF$ , мс <sup>2</sup>	Суммарная мощность в диапазоне низких частот (0,15–0,04 Гц)	–
$VLF$ , мс <sup>2</sup>	Суммарная мощность в диапазоне очень низких частот (0,04–0,015 Гц)	–
$ULF$ , мс <sup>2</sup>	Суммарная мощность в диапазоне ультразвуковых частот (меньше 0,015 Гц)	–

Продолжение таблицы 3.2

1	2	3
$HF, \%$	Мощность спектра в частотном диапазоне $HF$ в процентном соотношении ко всему диапазону	–
$LF, \%$	Мощность спектра в частотном диапазоне $LF$ в процентном соотношении ко всему диапазону	–
$VLF, \%$	Мощность спектра в частотном диапазоне $VLF$ в процентном соотношении ко всему диапазону	–
$ULF, \%$	Мощность спектра в частотном диапазоне $ULF$ в процентном соотношении ко всему диапазону	–

Важно отметить, что статистические и спектральные показатели ВСР зависят от длительности записи. На практике некорректно сравнивать результаты анализа ВСР, полученные для записей различной длительности. Продолжительность анализируемого фрагмента записи должна быть фиксирована (обычно используются записи длиной 300 с).

### **Печать результатов**

После проведения контурного анализа и анализа ВСР можно распечатать результаты исследования либо сохранить их как изображение. Для этого нажмите кнопку «Просмотр и печать».

Сформированный отчет можно сохранить в .png файл кнопкой «В файл как изображение» или вывести на печать, нажав кнопку «Распечатать» и предварительно настроив принтер, если это необходимо. Для предварительного просмотра отчета используйте жесты мыши: зажав левую кнопку, передвигайте область просмотра перемещением курсора мыши.

Отчет формируется на основе проведенного в программе анализа. Попытка сформировать отчет без предварительно проведенного контурного анализа пульсовой волны или анализа ВСР приведет к «пустым» областям отчета.

### **Автоматизированная диагностика**

Программное обеспечение «Pulse Lite Control» позволяет проводить настраиваемую автоматизированную диагностику состояний испытуемого. Для этого перейдите на вкладку «Диагностика». В левой части рабочей области ок-

на приведен перечень имеющихся в базе данных диагнозов. При нажатии левой кнопкой мыши на один из диагнозов в списке в правой части окна отображается пояснение данного состояния, пределы амплитудно-временных параметров пульсовой волны и показателей ВСР для данного состояния. В нижней части окна отображаются результаты автоматизированной диагностики для исследуемого пациента.

Можно самостоятельно добавлять в базу данных состояний диагнозы, корректировать их, удалять, а также создавать собственные базы данных. Для сохранения БД диагнозов нажмите кнопку «Экспортировать» и в открывшемся окне укажите имя базы данных. Заполнить базу данных можно, используя кнопки «Новый» (для внесения нового диагноза или состояния), «Сохранить» (для сохранения установленных для диагноза пределов показателей ВСР и/или пульсовой волны), «Удалить» (для удаления из БД выбранного диагноза). Для загрузки и пополнения БД программы диагнозами из ранее созданной базы данных нажмите кнопку «Импортировать» и в открывшемся окне выберите файл БД.

В исходной базе данных состояний (предоставляемой разработчиками) вы можете корректировать значения (пределы) всех амплитудно-временных и статистических параметров, описания и названия диагнозов. Однако при попытке удаления измененного диагноза программа восстановит его состояние по умолчанию.

При разработке собственных баз данных тщательно подбирайте пределы показателей для автоматизированной диагностики для корректной интерпретации получаемых данных. К примеру, такое состояние, как симпатикотония, характеризуется повышенным индексом напряжения регуляторных систем (показатель ИН), который варьируется от 100 до 200. Это значит, что для данного показателя в БД диагнозов необходимо обозначить пределы следующим образом: в таблице диагнозов (при выбранном в списке слева диагнозе «Симпатикотония») напротив показателя ИН указать следующие пределы «Не более» – 200, «Не менее» – 100. Если необходимо указать пределы для нескольких признаков, то их можно сочетать с помощью операции «логическое И».

## **Практическая часть**

- 1 Изучить принцип работы фотоплетизмографа «*Pulse Lite*», ознакомиться с руководством по эксплуатации.
- 2 Записать фотоплетизмограмму испытуемого.
- 3 Провести контурный анализ пульсовой волны.
- 4 Провести анализ ЧСС фотоплетизмограммы.
- 5 Провести анализ вариабельности сердечного ритма.
- 6 Данные занести в отчет.

## **Контрольные вопросы**

- 1 Что такое плеизография и в чем заключается основной физический принцип, лежащий в основе фотоплетизмографии?
- 2 На каком законе оптики основан метод пульсоксиметрии и как различие в спектрах поглощения оксигемоглобина и дезоксигемоглобина позволяет определить сатурацию крови ( $SpO_2$ )?
- 3 Что представляет собой перфузионный индекс ( $PI$ ) и о чем свидетельствуют его значения ниже нормы (4–5 %)?
- 4 Каковы основные этапы проведения контурного анализа пульсовой волны и какие два ключевых индекса (ИЖ и ИО) он позволяет определить?
- 5 Что такое вариабельность сердечного ритма (ВСР) и какие основные статистические ( $SDNN$ ,  $RMSSD$ ) и спектральные ( $LF$ ,  $HF$ ) показатели используются для ее анализа?
- 6 Какие факторы и условия (артефакты) могут привести к искажению сигнала и неточным показаниям при регистрации фотоплетизмограммы и работе пульсоксиметра?

## **Список использованных источников**

- 1 Кореневский, Н. А. Проектирование биотехнических систем медицинского назначения. Средства оценки состояния биообъектов : учебник / Н. А. Кореневский, З. М. Юлдашев. – Старый Оскол : ТНТ, 2018. – 456 с.
- 2 Баранов, А. П. Медицинская и биологическая физика : учеб. пособие / А. П. Баранов, М. Ф. Клименок ; Мин-во здравоохранения Республики Беларусь, Витебский гос. мед. ун-т. – 2-е изд. – Витебск : ВГМУ, 2010. – 390 с.
- 3 Калакутский, Л. И. Аппаратура и методы клинического мониторинга / Л. И. Калакутский, Э. С. Манелис. – М. : Высш. шк., 2004. – 156 с.

## Лабораторная работа № 4

### ИЗМЕРЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ АУДИОМЕТРИИ

**Цель работы:** изучить основные методы исследования слуха. Провести измерение параметров аудиометрии.

#### Теоретические сведения

##### *Классификация методов исследования слуха*

Исследования слуховой функции осуществляется посредством методов, условно разделяемых на две группы:

1. Субъективные (психоакустические) методы:
  - исследование слуха при помощи речи;
  - исследование слуха при помощи камертонов;
  - субъективная аудиометрия.
2. Объективные методы:
  - объективная (компьютерная) аудиометрия;
  - акустическая рефлексометрия;
  - тимпанометрия;
  - отоакустическая эмиссия;
  - метод безусловных рефлекторных реакций;
  - метод условных реакций на звук.

#### *Аудиометрия*

Методы исследования слуха, основанные на применении в качестве генератора звуков электронной аппаратуры, носят название «аудиометрия». С психофизиологической точки зрения выделяют субъективную и объективную аудиометрию. При субъективной аудиометрии исходящий звук стандартизирован (по частоте и громкости), однако сам испытуемый оценивает, слышит он его или нет. Существуют следующие разновидности субъективной аудиометрии: тональная пороговая, речевая, тональная надпороговая, исследование слуховой адаптации, исследование слуха ультразвуком.

## ***Тональная пороговая аудиометрия (аудиограмма)***

Тональная пороговая аудиометрия предусматривает применение специального аппарата – аудиометра, который синтезирует звуки определенной частоты (стандартный диапазон – 125, 250, 500 Гц, 1, 2, 4, 8 кГц) и интенсивности (в децибелах (дБ)). Тональный аудиометр позволяет определять слуховые пороги путем воздушной и костной проводимости в более широком диапазоне частот и с большей точностью, чем при исследовании слуха камертонами. Под порогом слуха понимают наименьшую интенсивность звука, воспринимаемую здоровым ухом.

Результаты исследования заносятся в специальный бланк, получивший название «аудиограмма», который является графическим изображением порога слуховых ощущений. На каждом бланке выстраивают два графика: первый показывает порог восприятия звука по воздушной проводимости (звукопроведение), второй – по костной (звуковосприятие). По характеру пороговых кривых воздушной и костной проводимости, а также их взаимосвязи можно получить качественную характеристику слуха пациента. В норме обе кривые располагаются на уровне не более 10 дБ от изолинии и не более 10 дБ друг от друга.

Наличие на тональной пороговой аудиограмме разницы между уровнями порогов воздушной и костной проводимости (костно-воздушный интервал) расценивают как аудиологический симптом кондуктивной тугоухости.

При нарушении ззвуковосприятия (сенсоневральная тугоухость) повышается порог восприятия по воздушной и костной проводимости, при этом костно-воздушный разрыв практически отсутствует.

При смешанном (комбинированном) поражении повышается порог восприятия по воздушной и костной проводимости при наличии костно-воздушного интервала.

В настоящее время для измерения уровня слуха используют более совершенные конструкции автоматических аудиометров, управление которыми осуществляется с помощью встроенных микропроцессоров.

## ***Речевая аудиометрия***

Речевая аудиометрия, основанная на определении порогов разборчивости речи, позволяет выявить социальную адекватность слуха. Под разборчивостью речи понимают отношение числа правильных ответов к общему числу прослушанных, выраженное в процентах. Речевые аудиограммы регистрируют по двухкоординатной системе. По оси абсцисс отмечают интенсивность речевых

стимулов в децибелах, а по оси ординат – разборчивость речи, т. е. процент правильно повторенных речевых стимулов. Таким способом строят кривую разборчивости речи. Графики разборчивости речи отличаются при разных формах тухоухости, что имеет важное диагностическое значение.

### ***Объективные методы исследования слуха***

Объективные методы исследования слуха используют при подозрении на психогенный характер глухоты, симуляцию, агgravацию, диссимуляцию и дезагgravацию, при интенсивном субъективном ушном шуме, а также у детей при наличии факторов риска (повышенной вероятности развития тухоухости или глухоты).

Результаты, получаемые с помощью объективных методов исследования слуха, не зависят от желания пациента, регистрируются в большинстве случаев при помощи специальной аппаратуры.

### ***Объективная (компьютерная) аудиометрия***

Объективная (компьютерная) аудиометрия основана на регистрации биоэлектрических импульсов (слуховых вызванных потенциалов), распространяющихся в проводящих путях и центральном отделе слухового анализатора. Регистрация импульсов осуществляется посредством электродов, расположенных на поверхности черепа (электроэнцефалограмма). У детей объективная аудиометрия проводится в состоянии медикаментозного сна, у взрослых – при бодрствовании.

В ответ на звуковые щелчки (звуковые стимулы малой продолжительности, до 1 мс) возникают коротколатентные слуховые вызванные потенциалы (КСВП) – импульсы, дающие информацию о состоянии проводящих путей и подкоркового отдела слухового анализатора (преддверно-улиткового нерва, улитковых ядер, ядер оливы, латеральной петли, четверохолмия).

В ответ на более продолжительные, имеющие определенную частотную характеристику, звуковые стимулы возникают длиннолатентные слуховые вызванные потенциалы (ДСВП), дающие информацию о состоянии коркового отдела слухового анализатора.

Таким образом, объективная аудиометрия позволяет не только реально оценить состояние слуха, но и при его нарушении определить локализацию патологического процесса.

## ***Акустическая рефлексометрия***

Расположенные в барабанной полости мышцы (стременная мышца, мышца, напрягающая барабанную перепонку) выполняют защитную функцию. При их напряжении происходит ограничение амплитуды движения слуховых косточек, что защищает структуры внутреннего уха от повреждения. В ответ на интенсивную звуковую стимуляцию возникает рефлекторный импульс, который приводит к сокращению мышц барабанной полости. В норме порог акустического рефлекса (момент сокращения стременной мышцы, регистрируемый при помощи специальной аппаратуры) на 80 дБ превышает индивидуальный порог чувствительности. Таким образом, определив порог акустического рефлекса у конкретного пациента, можно рассчитать (вычитая 80 дБ) порог индивидуальной чувствительности. При кондуктивной тугоухости, повреждении слухового нерва, патологии ствола или ядер лицевого нерва акустический рефлекс отсутствует на стороне поражения.

## ***Тимпанометрия***

Тимпанометрия основана на регистрации акустического сопротивления, которое встречает звук при распространении по структурам системы наружного, среднего и внутреннего уха, при различном давлении воздуха в наружном слуховом проходе (обычно при амплитуде давления от +200 до –400 мм вод. ст.). Изменение акустического сопротивления в зависимости от давления отображается в графическом виде (тимпанометрическая кривая, или тимпанограмма). Различные типы тимпанограмм указывают на состояние среднего уха.

## ***Отоакустическая эмиссия***

Кроме восприятия звука внутреннее ухо способно издавать звуки за счет колебания волосковых клеток. Регистрация исходящих от внутреннего уха звуков при помощи специальной высокочувствительной аппаратуры называется регистрацией отоакустической эмиссии. Интенсивность и частотный спектр исходящих сигналов различны при разнообразных патологических состояниях лабиринта. В зависимости от условий регистрации различают спонтанную и вызванную отоакустическую эмиссию. Спонтанная отоакустическая эмиссия регистрируется без звуковой стимуляции уха, является отражением преимущественно состояния наружных волосковых клеток органа Корти. Вызванная отоакустическая эмиссия регистрируется после стимуляции и отражает способ-

ность рецепторного аппарата внутреннего уха реагировать на физиологические раздражители.

### ***Классификация степени снижения остроты слуха***

Описанные методы исследования слуха позволяют распознать степень тугоухости, характер, локализацию поражения слухового анализатора.

Международная классификация степени тугоухости (классификация ВОЗ), основанная на усредненных значениях порога восприятия звука на речевых частотах (500, 1000, 2000, 4000 Гц), представлена в таблице 4.1.

Таблица 4.1 – Классификация степени тугоухости согласно ВОЗ

Степень тугоухости	Среднее значение порога восприятия звука на речевых частотах, дБ
I	26–40
II	41–55
III	56–70
IV	Более 71

Порог слышимости – это минимальный уровень звукового давления тона, который вызывает слуховое ощущение. Измеряется в децибелах порогов слышимости (дБ ПС) относительно стандартизированного порога слышимости. С помощью головных воздушных телефонов, размещенных на ушной раковине, измеряют пороги слышимости воздушно-проводимых тонов. С помощью костного телефона, расположенного за ушной раковиной на кости сосцевидного отростка, измеряют пороги слышимости костно-проводимых тонов. Пороги слышимости воздушно- и костно-проводимых тонов измеряются условно-рефлекторной аудиометрией (дети от 7–8 месяцев до 3 лет), игровой аудиометрией (дети в возрасте от 3 до 7 лет) и субъективной аудиометрией (дети старшего возраста и взрослые).

Бланк тональной аудиограммы показан на рисунке 4.1. На горизонтальной оси аудиограммы отмечены частоты, соответствующие частотам аудиометра в диапазоне 125–8000 Гц. Тоны в диапазоне 125–1000 Гц принято считать низкими частотами, в диапазоне 2000–8000 Гц – высокими. На вертикальной оси аудиограммы отмечены уровни звукового давления тонов (в дБ ПС). Светло-серая зона соответствует диапазону звуков разговорной речи.

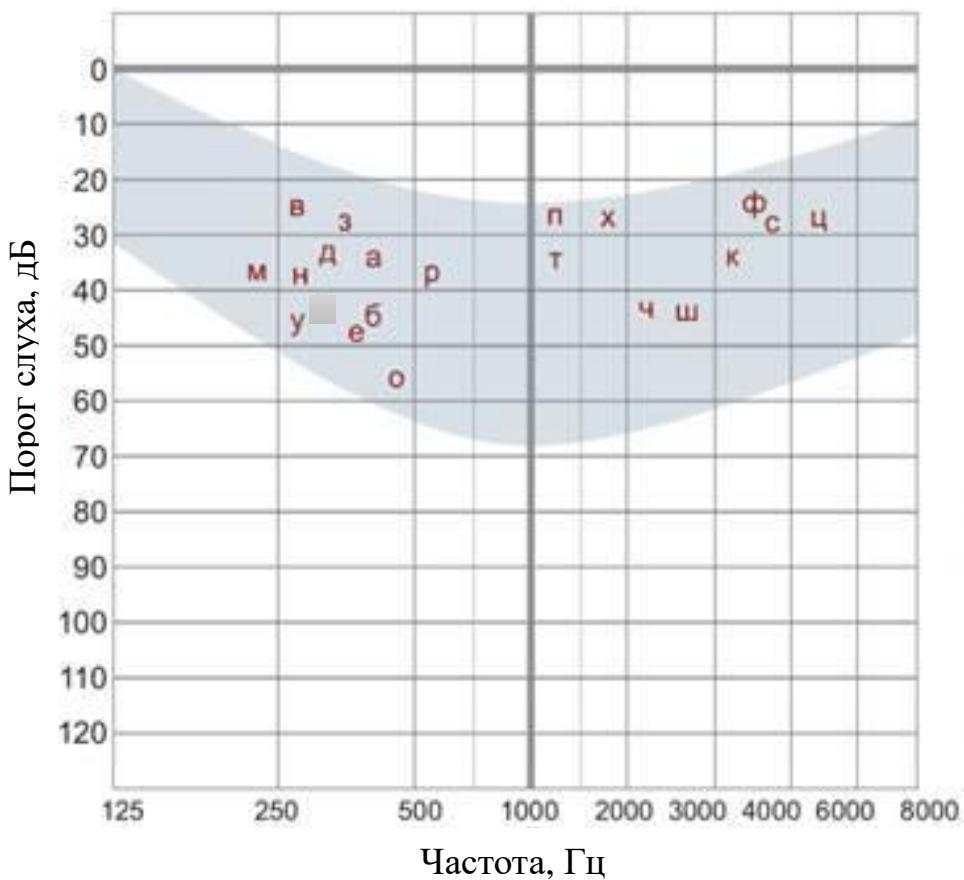


Рисунок 4.1 – Бланк тональной пороговой аудиограммы с отмеченными по горизонтали степенями снижения слуха

Диапазон звуков разговорной речи, размещенный на бланке аудиограммы, отражает уровни звукового давления и частотные компоненты звуков речи – фонем. Сопоставление тональной пороговой аудиограммы с диапазоном звуков разговорной речи позволяет определить степень нарушения восприятия звуков речи в зависимости от степени снижения слуха и конфигурации пороговой тональной аудиограммы.

Тональная пороговая аудиограмма позволяет графически представить степень снижения слуха, соотношение порогов слышимости и диапазона звуков разговорной речи, конфигурацию аудиограммы, тип тугоухости.

### ***Степени снижения слуха***

Затруднение восприятия речи и окружающих звуков зависит от степени снижения слуха. Степень снижения слуха по пороговой тональной аудиограмме вычисляют как среднее арифметическое порогов слышимости воздушно-проводимых тонов на частотах 500, 1000 и 2000 Гц.

1 Минимальное снижение слуха 16–25 дБ (рисунок 4.2).

Затруднено восприятие тихой речи в шуме. Минимальное снижение слуха в детском возрасте приводит к затруднению восприятия речи. При средних порогах слышимости 16 дБ ученики не получают до 10 % речевой информации, если учитель находится на расстоянии более 1 м. При средних порогах слышимости 20–25 дБ возникают проблемы с распознаванием «с», «ч», «ф».

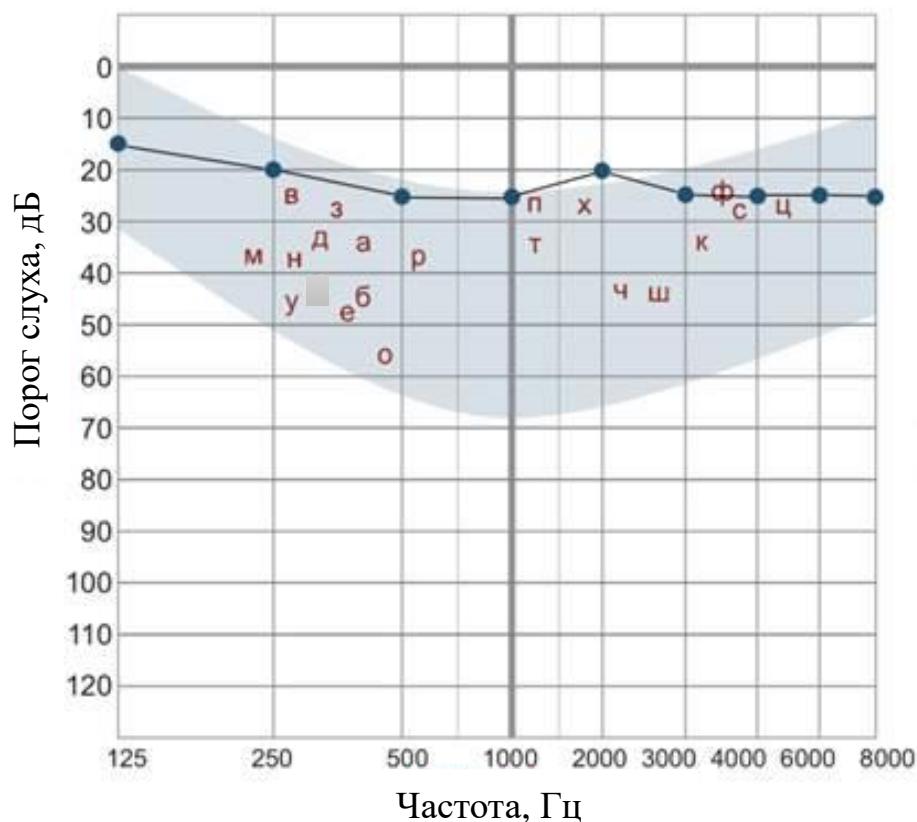


Рисунок 4.2 – Пороги слышимости воздушно-проводимых тонов при минимальной степени снижении слуха

2 Легкое снижение слуха, 26–40 дБ (рисунок 4.3).

Затруднено восприятие тихой или удаленной речи в тишине и шуме. Обычная разговорная речь слышна в тишине, но в шуме восприятие речи ухудшается. Шепот не слышен. Легкая степень снижения слуха в детском возрасте приводит к тому, что дети не получают 25–40 % речевой информации, плохо различают согласные звуки, напрягаются при слушании и быстро устают. Могут развиваться дефекты произношения.

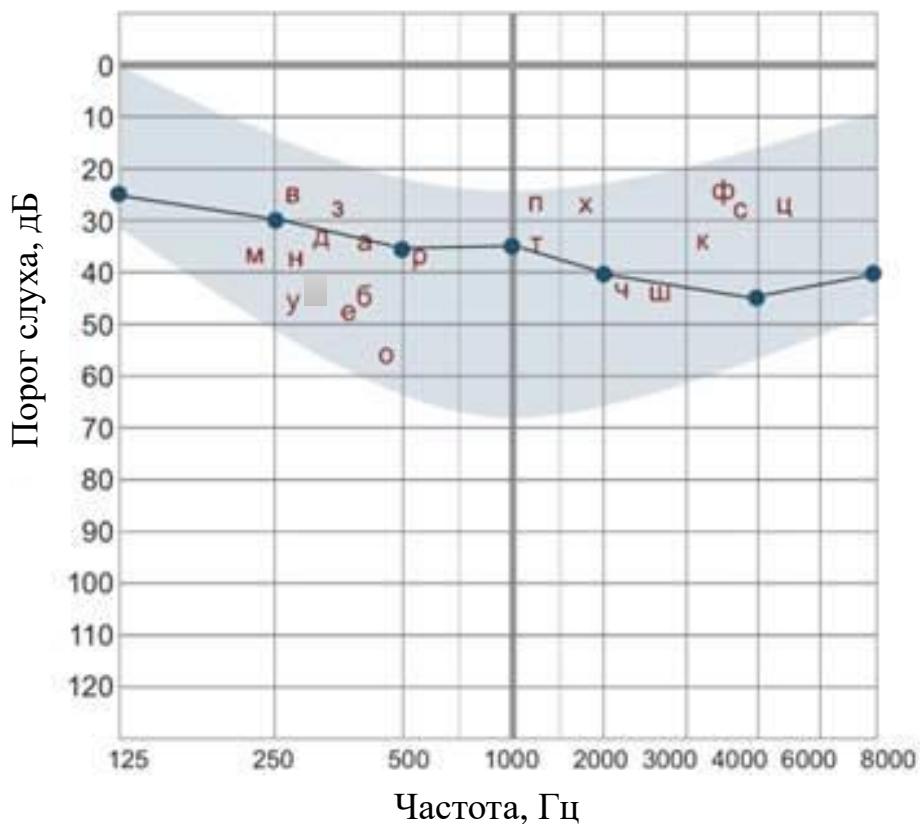


Рисунок 4.3 – Пороги слышимости воздушно-проводимых тонов при легкой степени снижении слуха

3 Среднее снижение слуха, 41–55 дБ (рисунок 4.4).

Разговорная речь слышна на небольшом расстоянии, восприятие речи в шуме значительно ухудшено. Тихие звуки и шепот не слышны. У детей средняя степень тугоухости приводит к потере 50–100 % речевой информации (в зависимости от условий слушания), дети могут понимать простые фразы со знакомыми словами на расстоянии до 1 м. Для понимания речи дети используют зрительную информацию (чтение по губам), словарный запас беден, речь искажена, голос монотонный, многие согласные произносятся неправильно.

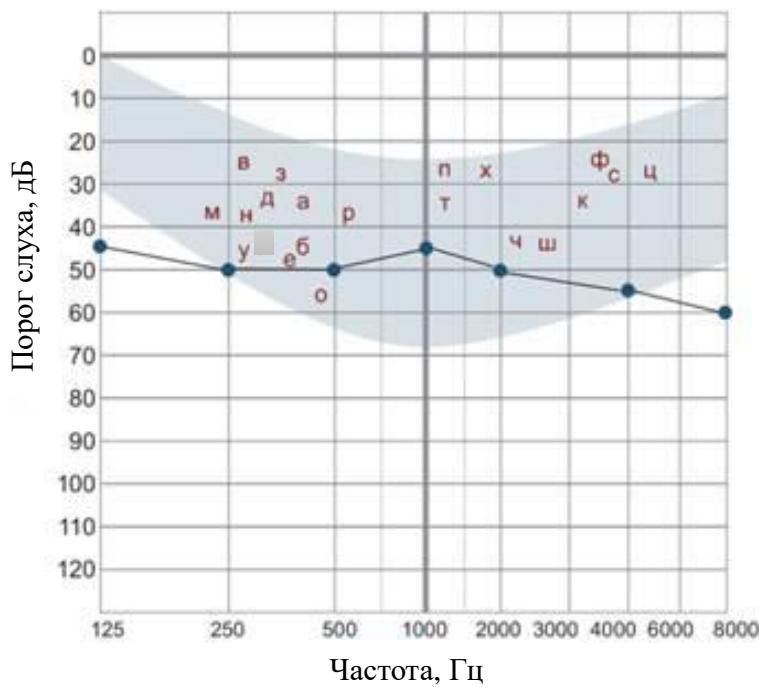


Рисунок 4.4 – Пороги слышимости воздушно-проводимых тонов при средней степени снижении слуха

4 Тяжелое снижение слуха, 56–70 дБ (рисунок 4.5).

Слышна громкая разговорная речь на близком расстоянии от уха. Дети со снижением слуха 55 дБ теряют 100 % речевой информации, могут различать громкую речь на расстоянии до метра, речь не развивается.

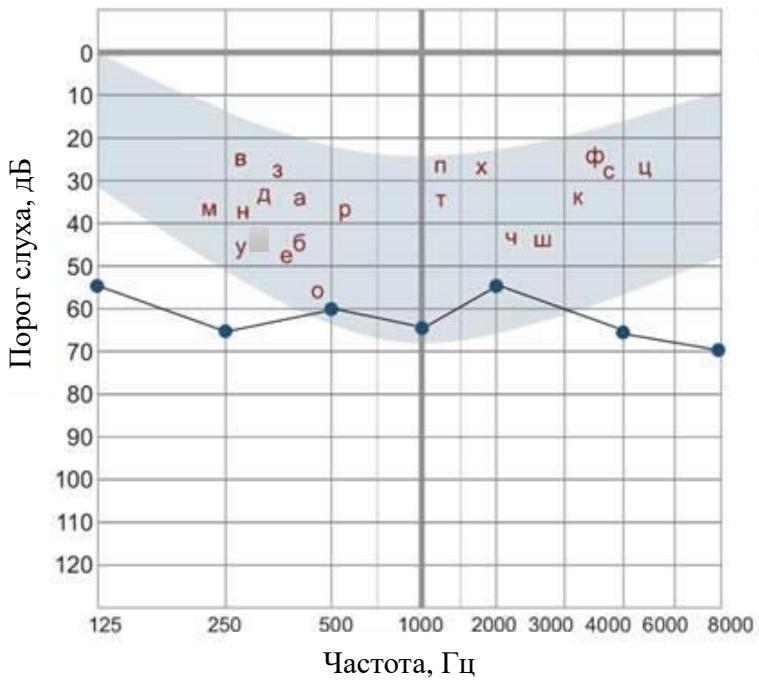


Рисунок 4.5 – Пороги слышимости воздушно-проводимых тонов при тяжелой степени снижении слуха

5 Глубокое снижение слуха, 71–90 дБ (рисунок 4.6).

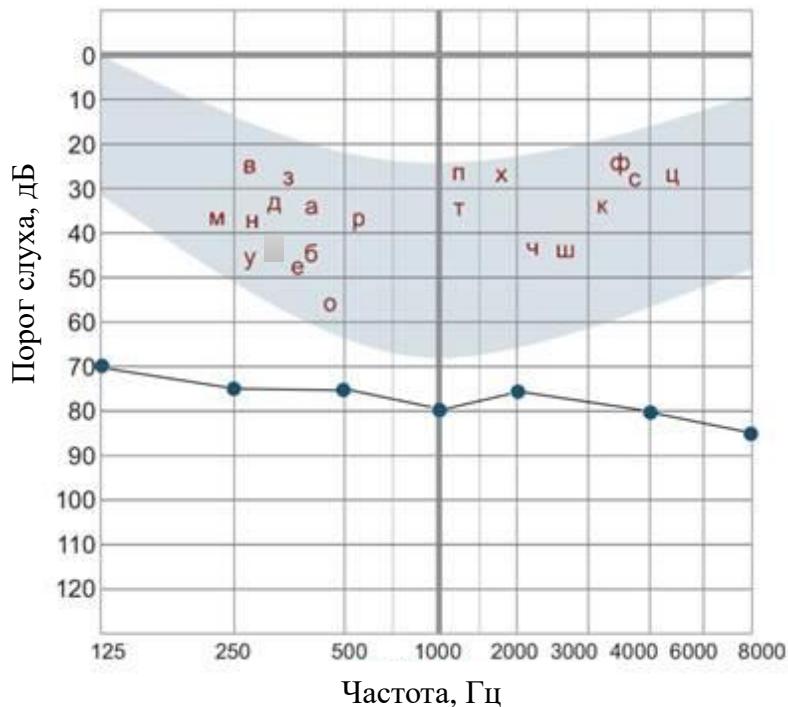


Рисунок 4.6 – Пороги слышимости воздушно-проводимых тонов при глубокой степени снижении слуха

Различима очень громкая речь у самого уха, громкие звуки на расстоянии 30–50 см от уха.

6 Глухота (рисунок 4.7).

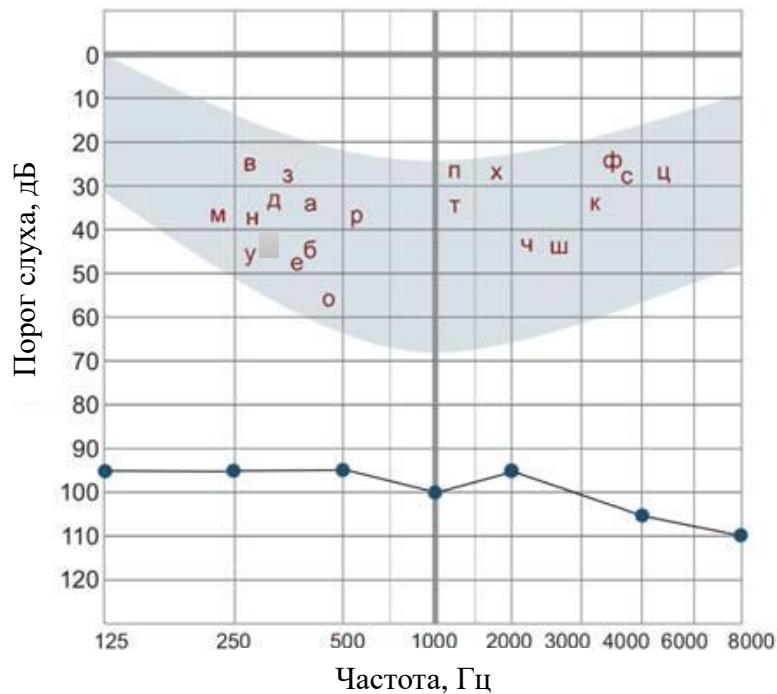


Рисунок 4.7 – Пороги слышимости воздушно-проводимых тонов при глухоте

При глухоте средние пороги слышимости превышают 90 дБ ПС. В некоторых случаях глухоты могут быть слышны громкие звуки, крик у ушной раковины. При клинической глухоте слуховые пороги не определяются при стимуляции уровнем звукового давления 120 дБ ПС, реакция на звуковые стимулы отсутствует. Слухоречевое общение невозможно.

### ***Конфигурации тональной пороговой аудиограммы***

1 Горизонтальная конфигурация – тональные пороги для всех аудиометрических частот регистрируются в коридоре 20 дБ потери слуха.

2 Восходящая конфигурация – тональные пороги низких частот ниже тональных порогов высоких частот как минимум на 20 дБ потери слуха

3 Нисходящая конфигурация – тональные пороги высоких частот ниже тональных порогов низких частот как минимум на 20 дБ.

4 Низкочастотная конфигурация – тональные пороги слышимости изолированно понижены в низкочастотной области.

5 Высокочастотная конфигурация – тональные пороги слышимости изолированно понижены в высокочастотной области.

6 Обрывистая конфигурация – высокочастотная потеря слуха с разницей между порогом слышимости низких и высоких частот более 20 дБ на октаву.

### **Практическая часть**

#### ***Порядок выполнения работы***

1 Изучить принцип работы аудиометра *Eaudiologia*, ознакомиться с руководством по эксплуатации.

2 Построить аудиограмму.

3 Указать недостатки аудиометра *Eaudiologia* и предложить свой вариант отображения аудиограмм.

4 Данные занести в отчет, сделать выводы.

### **Список использованных источников**

1 Блоцкий, А. А. Методы исследования слуха : метод. пособие / А. А. Блоцкий. – Благовещенск : ГОУ ВПО АГМА, 2015. – 138 с.

2 Затолока, П. А. Методы исследования слуха : учеб.-метод. пособие / П. А. Затолока. – Минск : БГМУ, 2009. – 16 с.

*Учебное издание*

**Камлач Павел Викторович**  
**Ревинская Инна Ивановна**  
**Камлач Вероника Ивановна**

**МЕТОДЫ И СРЕДСТВА КОНТРОЛЯ ФИЗИЧЕСКИХ  
И МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ.  
ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ**

**ПОСОБИЕ**

Редактор *С. Г. Девдера*  
Корректор *Е. Н. Батурчик*  
Компьютерная правка, оригинал-макет *В. А. Долгая*

Подписано в печать 24.11.2025. Формат 60×84 1/16. Бумага офсетная. Гарнитура «Таймс». Отпечатано на ризографе. Усл. печ. л. 4,77. Уч.-изд. л. 5,0. Тираж 30. Заказ 123.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования  
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники». Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя, распространителя печатных изданий №1/238 от 24.03.2014, №2/113 от 07.04.2014, №3/615 от 07.04.2014. Ул. П. Бровки, 6, 220013, г. Минск