

Отношение ОПСС к поверхности тела S_T называется удельным периферическим сопротивлением (УПСС), которое отражает состояние наиболее периферических отделов артериального русла (прекапилляров).

ГЛАВА 7. Респираторный мониторинг

7.1. Принципы мониторинга функции внешнего дыхания

Важное место в медицине критических состояний занимает мониторинг показателей функции внешнего дыхания с целью контроля процесса газообмена между организмом и окружающей средой. Основными звеньями этого процесса являются легочная вентиляция, обмен газов между альвеолярным воздухом и кровью, транспорт газов кровью, обмен газов в тканях, клеточное дыхание. Оценка параметров физиологических систем, реализующих эти функции, в зависимости от вида клинического мониторинга обладает различной диагностической ценностью.

Анестезиологический мониторинг респираторной функции имеет своей целью выявление специфических нарушений газообмена, связанных с ошибками и осложнениями при проведении интубации, искусственной вентиляции легких (ИВЛ), возникновением дыхательных дисфункций во время наркоза и в послеоперационном периоде. Наибольшей диагностической ценностью в этом случае обладают методики контроля газового состава крови и анализа концентрации газов во вдыхаемой и выдыхаемой газовой смеси.

Контроль газов крови включает определение содержания растворенного кислорода и углекислого газа. Наибольшее применение в практике клинического мониторинга получило слежение за уровнем оксигенации крови, позволяющее вести диагностику состояния с целью предотвращения эпизодов гипоксемии и гипоксии. Наблюдения за цветом кожи и слизистых оболочек, с целью определения наступления цианоза, дает недостаточную точность диагностики гипоксемии (до 40% случаев оказывается невыявленными) [91].

Наилучший результат диагностики (близкий к 100%) достигается при использовании неинвазивных методик полярографического чрескожного измерения напряжения кислорода и пульсоксиметрии, с помощью которой производится определение сатурации крови кислородом.

Методика пульсоксиметрии, получившая повсеместное распространение в анестезиологической практике, характеризуется сочетанием высокой точности определения сатурации кислорода (единицы процентов), высокого быстродействия (оценка производится за время нескольких сердечных сокращений) с доступностью и простотой использования.

Пульсоксиметрия внесена в современные стандарты интраоперационного мониторинга как обязательная методика при любых видах хирургических вмешательств. Введение в широкую клиническую практику пульсоксиметров считается наиболее значительным достижением в мониторинге безопасности пациента за последние 15 лет [92].

Респираторный мониторинг включает также контроль параметров вентиляции и концентрации газов в дыхательной системе. Параметры вентиляции оцениваются с помощью спирометрических датчиков, встраиваемых в дыхательный тракт аппаратуры ИВЛ и измеряющих объемные и динамические параметры дыхания.

Анализ дыхательной газовой смеси в системах анестезиологического мониторинга позволяет определить относительную концентрацию CO_2 , O_2 и анестетиков.

Большое распространение в респираторном мониторинге получила методика капнометрии, позволяющая определить с помощью инфракрасных датчиков, расположенных в воздушной магистрали, связанной с дыхательной системой, динамику изменения концентрации CO_2 . В капнографических мониторах в цифровой форме индицируются значения частоты дыхания, концентрации CO_2 на выдохе, отображается на графическом дисплее капнограмма (кривая изменения концентрации CO_2 во времени). Считается, что капнограмма обладает такой же информативностью о работе легких, как ЭКГ о работе сердца [93]. Мониторинг концентрации CO_2 , с целью контроля вентиляции пациента, включен в стандарты интраоперационного мониторинга большинства развитых стран [94].

Мониторинг концентрации анестетиков в дыхательной системе осуществляется с помощью мультигазовых анализаторов, показывающих процентную концентрацию анестезирующих агентов (N_2O , halothane, enflurane, isoflurane и др.). Принцип работы анализаторов основан на специфической абсорбции анестетиками инфракрасного излучения определенных длин волн или на измерении прироста массы пьезокварцевого преобразователя, покрытого материалом, который абсорбирует анестезирующие агенты при прохождении через датчик дыхательной газовой смеси.

В последние годы респираторные мониторы, использующие пульсоксиметрию и капнометрию, конструктивно объединяют с наркозно-дыхательной аппаратурой, что позволяет вести совместный контроль на одном дисплее параметров дыхания, газообмена и данных ИВЛ.

7.2. Диагностические показатели газообмена

Клинический мониторинг газов крови включает контроль физиологических параметров, отражающих содержание кислорода

и углекислого газа в крови. В качестве регистрируемых диагностических показателей используются величины напряжения кислорода и углекислого газа в крови, а также степень насыщения гемоглобина крови кислородом в артериальной или смешанной венозной крови.

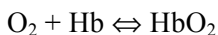
Величина напряжения кислорода в крови (PO_2) определяется величиной парциального давления кислорода в воздухе, находящегося в соприкосновении с кровью, при котором между кислородом воздуха и кислородом, растворенным в крови, устанавливается равновесие. Значение PO_2 характеризует способность крови растворять в себе то или иное количество кислорода, т.е. отражает процесс усвоения кислорода в легких.

Величина PO_2 измеряется в единицах давления, чаще всего в мм рт.ст., аналогично величине парциального давления газа. Парциальное давление кислорода в воздухе определяется величиной барометрического давления воздуха и фракционной концентрацией кислорода в сухом воздухе.

Так, если при нормальном атмосферном давлении воздуха 760 мм рт.ст. доля кислорода в воздухе составляет 21%, то парциальное давление кислорода во вдыхаемом воздухе равно 150 мм рт.ст. (из атмосферного давления дополнительно вычитается давление водяных паров, равное при температуре тела $37^{\circ}C$ – 47 мм рт.ст.).

Венозная кровь имеет величину PO_2 значительно ниже, чем парциальное давление кислорода в альвеолярном воздухе, поэтому при прохождении крови через легкие она оксигенируется, то есть насыщается кислородом. Артериальная кровь имеет диапазон “нормальных” значений PO_2 от 70 до 116 мм рт.ст. [95].

Кислород в крови переносится в основном эритроцитами, вступая в химическую связь с гемоглобином (Hb). Соединяясь с гемоглобином, кислород образует легко диссоциирующее соединение оксигемоглобин (HbO_2):



Окисление гемоглобина определяется напряжением растворенного в крови кислорода и характеризуется кривой диссоциации HbO_2 (рисунок 7.1), представляющей собой зависимость величины степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SaO_2) от PO_2 .

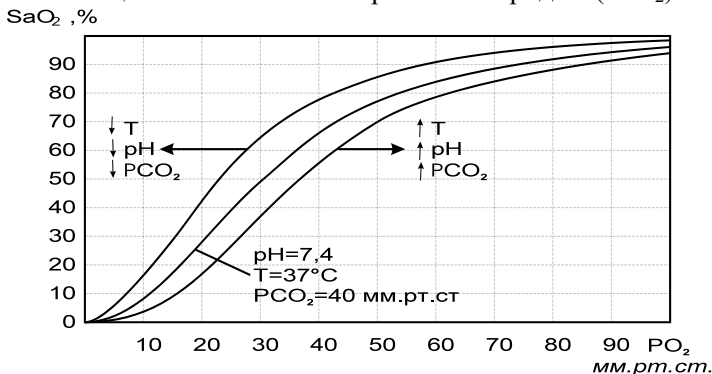


Рисунок 7.1 – Кривые диссоциации оксигемоглобина

Верхняя часть кривой, соответствующая нормальному насыщению артериальной крови кислородом ($>95\%$), показывает способность гемоглобина связывать большое количество O_2 при значительных колебаниях PO_2 , например, при изменениях парциального давления кислорода во вдыхаемом воздухе, что встречается при ингаляции газовой смесью бедной кислородом.

При $\text{PO}_2 < 40$ мм рт.ст. способность гемоглобина связывать O_2 резко падает. В этом случае диссоциация облегчается, что характерно для процессов в тканях организма, активно потребляющих O_2 . В капиллярах это явление усиливается из-за увеличения напряжения CO_2 , что еще более облегчает отдачу O_2 тканям.

Величина напряжения углекислого газа PCO_2 в крови характеризует процесс выведения из организма CO_2 . PCO_2 исчисляется аналогично величине PO_2 , в тех же единицах, чаще всего в мм рт.ст. Диапазон “нормы” для PCO_2 составляет от 35 до 45 мм рт.ст. [95].

Важной характеристикой оксигенации крови, широко используемой в системах клинического мониторинга, является величина степени насыщения гемоглобина крови кислородом – SaO_2

(сатурация крови кислородом). Определение данного параметра имеет некоторые особенности, связанные с тем, что кровь взрослого человека кроме восстановленного гемоглобина и оксигемоглобина содержит по крайней мере еще два вида гемоглобина, не участвующих в транспорте кислорода: метгемоглобин (MetHb) и карбоксигемоглобин (COHb). Исключая патологические состояния, эти фракции содержатся в крови в достаточно низких концентрациях: MetHb – 0,2...0,6%, COHb – 0...0,8% (для некурящих лиц) [96].

Существуют методики оценки газов крови нечувствительные к содержанию дисфункциональных фракций. В этом случае определяется величина так называемой функциональной сатурации крови кислородом:

$$SaO_{2\text{ фн}} = ([HbO_2] / ([HbO_2] + [Hb])) 100\%,$$

где [...] – концентрация соответствующего вещества.

В расчете величины SaO_2 не принимаются во внимание фракции гемоглобина не участвующие в транспорте кислорода.

Более точные данные о сатурации крови дают методики измерений, определяющие так называемую фракционную сатурацию крови кислородом:

$$SaO_{2\text{ фр}} = ([HbO_2] / ([HbO_2] + [Hb] + [COHb] + [MetHb])) 100\%$$

Следует отметить, что при резком увеличении доли дисфункциональных фракций гемоглобина, например, при отравлениях угарным газом, методики определения функциональной сатурации дают результаты, расходящиеся со значениями фракционной сатурации. В этом случае использование данных функциональной сатурации приводит к ошибочному представлению о степени оксигенации крови.

В анестезиологическом мониторинге наибольший интерес при анализе состава дыхательной газовой смеси представляет определение содержания CO_2 в выдыхаемом воздухе.

С этой целью используется метод капнометрии, позволяющий в реальном масштабе времени вести измерение величины парциального давления CO_2 (или значение объемной концентра-

ции) в момент окончания выдоха – PETCO_2 . Значение содержания CO_2 в выдыхаемом воздухе в этот момент времени соответствует величине PCO_2 артериальной крови. Поэтому следящее измерение PETCO_2 , достигаемое гораздо более простыми техническими средствами, чем PCO_2 артериальной крови, обладает высокой диагностической ценностью для респираторного мониторинга.

Важную диагностическую информацию дает анализ, регистрируемой в реальном масштабе времени, физиологической кривой – капнограммы. Эта кривая представляет собой зависимость текущего значения PCO_2 во времени. Капнограмма обычно отображается на графическом дисплее монитрного прибора, что позволяет определить параметры дыхания и визуально оценить динамику процесса дыхания.

7.3 Мониторинг степени насыщения гемоглобина крови кислородом

7.3.1 Спектрофотометрическая оксиметрия

В исследовании оксигенации крови широко используется методика спектрофотометрии, заключающаяся в измерении поглощения света, прошедшего через пробу крови в различных спектральных диапазонах. Количественная спектрофотометрия крови основана на использовании закона Бугера-Ламберта-Бера для растворов, который связывает интенсивность падающего ($I_{\text{пад}}$) и интенсивность проходящего ($I_{\text{пр}}$) сквозь исследуемую пробу света (рисунок 7.2):

$$I_{\text{пр}} = I_{\text{пад}} \cdot \exp(-A), \quad A = k \cdot [C] \cdot d$$

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

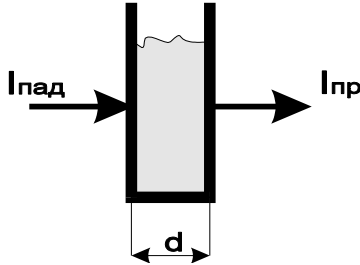


Рисунок 7.2 – Поглощение света веществом

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 λ_j может быть представлена в виде:

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

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 (рисунок 7.3).

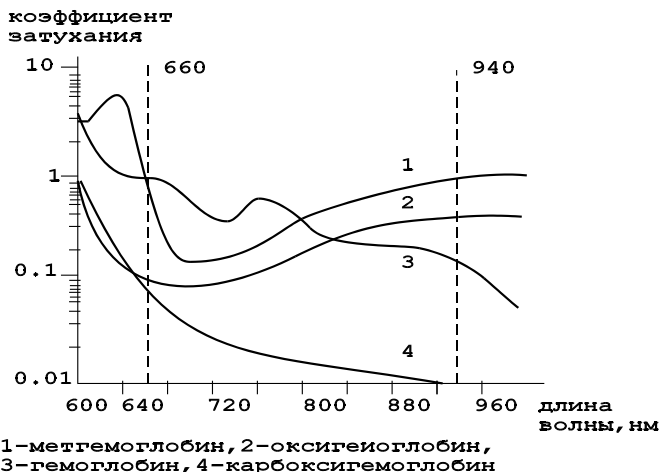


Рисунок 7.3 – Зависимость поглощения света от длины волны излучения для различных форм гемоглобина

Так, HbO_2 имеет минимум поглощения в красной части спектра, где поглощение редуцированного Hb выше; в инфракрасной (ИК) части спектра поглощения HbO_2 становится несколько выше поглощения Hb . COHb имеет резко падающую зависимость поглощения и в ИК области его поглощение незначительно. 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.

Для измерения концентрации всех четырех форм гемоглобина необходимо провести измерения поглощения света, по крайней мере, на четырех длинах волн.

Для целей клинической оксиметрии можно предположить, что концентрация фракций COHb и MetHb мала по сравнению с концентрацией HbO_2 и Hb , тогда функциональную сатурацию артериальной крови можно определить с помощью измерений только на двух длинах волн света.

Для определения фракционной сатурации необходимо использовать четыре длины волны излучения, чтобы дополнительно найти концентрации MetHb и COHb . Многолучевая спектрофото-

метрия проб крови используется в кюветных оксиметрах, применяемых в лабораторной практике.

Попытки непосредственного использования методики спектрофотометрии для построения мониторных приборов неинвазивного чрескожного измерения сатурации артериальной крови кислородом не привели к успеху из-за неустойчивости показаний таких приборов [97]. Это связано с тем, что при спектрофотометрии тканей, содержащих кровеносные сосуды (например, при просвечивании ушной раковины), не удастся дифференцировать артериальный и венозный гемоглобин. Сильное влияние на результаты измерения сатурации абсорбционных свойств кожи и подлежащих тканей приводит к необходимости индивидуальной калибровки таких приборов для каждого пациента.

Прямая спектрофотометрия крови используется в волоконно-оптических оксиметрах, применяемых для оценки оксигенации венозной крови (SvO_2). Для этой цели применяются специальные катетеры подключичной вены или легочной артерии, используемые обычно для определения параметров внутрисердечной гемодинамики, дополнительно содержащие два изолированных друг от друга оптических волокна. Рабочие концы волокон с оптическими насадками закреплены на торце катетера, размещаемом в исследуемом сосуде. Противоположные концы волокон соединены с оптоэлектронным преобразователем. Вход “передающего” волокна подключен к источнику зондирующего излучения, вход “приемного” – к фотоприемнику спектрофотометра.

Таким образом, на выходе фотоприемника образуется сигнал, пропорциональный доле света, рассеянного от некоторого объема крови, окружающего кончик катетера в сосуде. Измерения проводят на трех длинах волн 800, 700, 670 нм, что повышает точность определения SvO_2 [98].

Мониторинг SvO_2 , осуществляемый вместе с определением сердечного выброса методом термодилуции, имеет высокую диагностическую ценность, особенно в грудной хирургии при выборе тактики лечения в послеоперационном периоде.

Чрескожная спектрофотометрия используется в церебральных оксиметрах для мониторинга величины региональной сатурации крови в сосудах мозга (rSO_2). Согласно физиологическим данным, сосудистое русло каждого региона мозга на 75% состоит из венозных, 20% артериальных и 5% капиллярных сосудов. Таким образом, значения rSO_2 , получаемые при чрескожной спектрофотометрии, оказываются усредненными и наиболее близкими к сатурации оттекающей от мозга венозной крови.

Величина церебральной rSO_2 является важным показателем адекватности церебральной оксигенации, так как одним из первых компенсаторных механизмов тканевого дефицита кислорода является усиление его экстракции из протекающей крови, что сопровождается быстрым снижением сатурации оттекающей венозной крови [99].

Для определения rSO_2 используют излучение ближней ИК области в диапазоне 650...1100 нм. ИК излучение глубоко проникает в ткани, что позволяет использовать датчики rSO_2 , накладываемые на кожу лба пациента. Мониторинг церебрального rSO_2 имеет важное значение в кардиохирургии при проведении экстракорпорального кровообращения в условиях гипотермии, в нейрохирургии, трансплантологии.

7.3.2. Методика пульсовой оксиметрии

Предложенная в 70-х годах методика пульсовой оксиметрии основана на использовании принципов фотоплетизмографии, позволяющих выделить артериальную составляющую абсорбции света для определения оксигенации артериальной крови. Измерение этой составляющей дает возможность использовать спектрофотометрию для неинвазивного чрескожного мониторинга сатурации артериальной крови кислородом. В соответствии с методикой фотоплетизмографии участок тканей, в котором исследуется кровоток, располагается на пути луча света между источником излучения и фотоприемником датчика.

Согласно закону Бугера-Ламберта-Бера, величина абсорбции света пропорциональна толщине слоя поглощающего веще-

ства, 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.

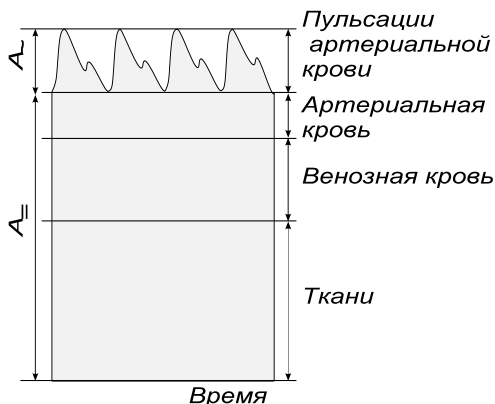
Фотоплетизмограмма (ФПГ), получаемая после усиления и обработки сигнала фотоприемника характеризует состояние кровотока в месте расположения датчика. В частности, когда давление крови повышается или возникает вазодилатация сосудов, амплитуда ФПГ возрастает, при снижении давления или вазоконстрикции сосудов амплитуда падает.

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 [68].

Для неинвазивного определения оксигенации крови в “поле зрения” фотоплетизмографического датчика помещается участок тканей, содержащий артериальные сосуды. В этом случае сигнал с выхода датчика, пропорциональный абсорбции света, проходящего через ткани, включает две составляющие: пульсирующую компоненту, обусловленную изменением объема артериальной крови при каждом сердечном сокращении, и постоянную “базовую” составляющую, определяемую оптическими свойствами кожи, венозной и капиллярной крови и других тканей исследуемого участка (рисунок 7.4). Путем анализа формы сигнала ФПГ 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, то есть в моменты максимума амплитуды сигнала датчика (рисунок 7.4) для двух длин волн излучения. Для этой цели в датчике используются

два источника излучения с различными спектральными характеристиками.



A_{\sim} - пульсирующая составляющая
 $A_{=}$ - постоянная составляющая

Рисунок 7.4 – Распределение абсорбции света в тканях

Для получения наибольшей чувствительности определения сатурации кислорода, длины волн излучения источников необходимо выбирать в участках спектра с наибольшей разницей в поглощении света оксигемоглобином и гемоглобином. Этому условию удовлетворяют красная и ближняя инфракрасная области спектра излучения (рисунок 7.3).

При длине волны излучения 660 нм (красная область) гемоглобин поглощает примерно в 10 раз больше света, чем оксигемоглобин, а на волне 940 нм (инфракрасная область) – поглощение оксигемоглобина больше, чем гемоглобина.

Для повышения точности определения сатурации методом пульсовой оксиметрии используется нормирование сигналов поглощения света, для чего измеряется постоянная составляющая в моменты диастолы $A_{=}$ и находится отношение амплитуды пульсирующей составляющей A_{\sim} к величине $A_{=}$ (рисунок 7.4):

$$A_{\text{норм}} = A_{\sim} / A_{=}$$

Эта процедура выполняется для каждой длины волны излучения. Нормированная величина поглощения не зависит от интен-

сивности излучения светодиодов, а определяется только оптическими свойствами живой ткани.

Для получения значений сатурации рассчитывают отношение нормированных величин поглощения света для двух выбранных длин волн:

$$R = (A_{\lambda} / A_{\lambda_0})^{кр} / (A_{\lambda} / A_{\lambda_0})^{инф},$$

где: индекс *кр.* относится к абсорбции в красной области спектра, индекс *инф.* – в инфракрасной области спектра.

Величина *R* эмпирически связана со значениями сатурации калибровочной зависимостью, полученной в процессе градуировки прибора (рисунок 7.5). Отношение *R* изменяется от 0,4 для 100% сатурации до 3,4 при 0% сатурации. Отношение, равное 1, соответствует сатурации 85%.

Ход кривой определяется теоретической зависимостью, основанной на соотношениях для поглощения света. Однако для точного определения сатурации необходимо уточнение калибровочной зависимости по экспериментальным данным, полученным, например, с помощью кюветного оксиметра.

Следует отметить, что величина отношения *R* не зависит от оптических характеристик кожи, подлежащих тканей, а определяется оптическими свойствами артериального выброса крови, что определяет высокую точность измерения сатурации в пульсоксиметрии.

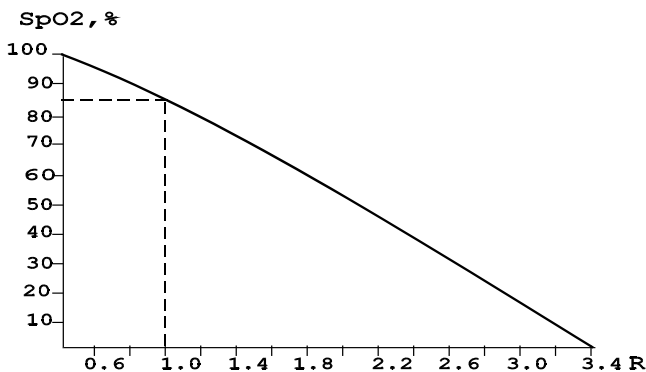


Рисунок 7.5 – Калибровочная кривая пульсоксиметра

7.3.3. Особенности построения пульсоксиметров

Фотоплетизмографический датчик пульсоксиметра содержит два светоизлучающих диода, работающих один в “красной”, другой – в “инфракрасной” области спектра, а также широкополосный фотоприемник. Конструктивно датчик выполняется таким образом, что при его расположении на поверхности тела человека на фотоприемник поступает свет излучателей, ослабленный участком тканей, содержащим артериальный сосуд.

На практике используются два типа датчиков, первый, анализирующий излучение светодиодов, проходящих через ткани, и второй – излучение, отраженное от исследуемых тканей.

Датчики проходящего излучения укрепляются на кончике пальца руки или ноги, мочке уха пациентов, у детей датчик часто закрепляется на стопе в области большого пальца или на ладони.

Датчики, регистрирующие рассеянное тканями излучение, размещаются на поверхности тела в проекции сонной или височной артерии [100]. Расположение отражательного датчика на головке плода позволяет осуществить фетальный мониторинг сатурации и ЧСС в родах [101].

Для датчиков пульсоксиметров используются специально разработанные бескорпусные светодиоды красного и инфракрасного диапазонов, размещенные на одной подложке для совмещения оптических осей излучения [102].

Высокая крутизна спектральной характеристики абсорбции Hb и HbO_2 в области красного и инфракрасного излучения (рисунок 7.3) требует малого разброса центральной длины волны излучения светодиодов, используемых в датчике. Для красного диапазона длина волны излучения должна находиться в пределах 660 ± 5 нм, для инфракрасного – 940 ± 10 нм.

Технологический разброс длины волны излучения при производстве светодиодов может достигать значения ± 15 нм [103, 104]. Поэтому возникает необходимость произвести отбраковку светодиодов по длине волны излучения, что удорожает датчик

пульсоксиметра. Некоторые производители мониторной аппаратуры идут по другому пути. Для различных значений длин волн излучения светодиодов вводится коррекция калибровочной зависимости, связывающей отношение R и значение сатурации. Это обстоятельство заставляет с осторожностью относиться к возможности замены датчиков пульсоксиметров без проведения уточнения градуировки прибора.

В качестве фотоприемников в датчиках пульсоксиметров используются кремниевые фотодиоды, обладающие высокой чувствительностью в области “красного” и “инфракрасного” диапазонов излучения, быстродействием и низким уровнем шума.

Структурная схема пульсоксиметра показана на рисунке 7.6. Фотоприемник преобразует интенсивность ослабленного тканями “красного” и “инфракрасного” излучения в электрический сигнал, поступающий в тракт усиления. Излучатели датчика включаются поочередно, т.е. коммутируются с частотой порядка 1000 Гц, что позволяет использовать для регистрации излучения один коммутируемый фотоприемник. Далее в усилительном тракте сигналы “красного” и “инфракрасного” излучения разделяются на два канала с помощью импульсов управления коммутатора, переключающих светодиоды. В каждом канале производится измерение двух составляющих ФПГ сигнала, обусловленных постоянной и пульсирующей составляющими абсорбции, необходимых для вычисления величины R и определения сатурации по калибровочной кривой.

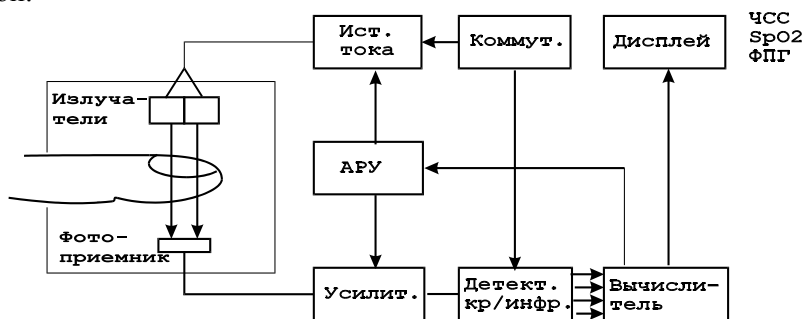


Рисунок 7.6 – Структурная схема пульсоксиметра

Особенностью усилительного тракта является необходимость усиления сигналов фотоприемника в достаточно большом динамическом диапазоне входных сигналов (более 60 дБ). Это требование обусловлено значительным разбросом оптических характеристик кожи, подлежащих тканей, выраженности пульсаций кровотока в месте расположения датчика у различных пациентов.

Реализация требуемого динамического диапазона достигается использованием цифровой АРУ, охватывающей каскады усиления ФПГ сигнала и источника тока, питающего светодиоды. Система АРУ поддерживает выходные сигналы усилительного тракта на уровне номинального напряжения входа АЦП вычислителя с целью уменьшения шума квантования.

Вычислитель пульсоксиметра содержит программное обеспечение, реализующее первичную обработку ФПГ сигнала, алгоритмы выделены артериальных пульсаций по “красному” и “инфракрасному” каналам, вычисления отношения R и определения величины SpO_2 по занесенной в памяти вычислителя калибровочной зависимости.

Сложность алгоритмов, используемых при обработке сигналов в пульсоксиметрах, объясняется высоким уровнем помех, сопровождающих регистрацию ФПГ, а также требованиями высокой точности и быстродействия измерений.

Требования стандартов по пульсоксиметрии устанавливают основную погрешность измерения сатурации в диапазоне (80...99)% равную $\pm 2\%$, (50...79)% равную $\pm 3\%$, для сатурации ниже 50% погрешность обычно не нормируется. Высокая точность пульсоксиметрии для значений сатурации более 80% необходима для надежной дифференциации развития состояния гипоксемии и гипоксии. В этом диапазоне кривая диссоциации гемоглобина имеет малую крутизну (рисунок 7.3) и небольшое уменьшение сатурации означает сильное изменение напряжения кислорода в крови, что является предвестником гипоксии. Увеличение допустимой погрешности при низких уровнях оксигенации (менее 80%) является клинически обоснованным, так как в этом диапазоне

наибольшей ценностью обладает не абсолютное значение сатурации, а оценка динамики процесса, т.е. изменение сатурации в течение определенного времени.

Требования быстродействия измерений сатурации связаны с тем, что на определенных стадиях ведения наркоза, например, интубации, возможно быстрое развитие эпизодов гипоксемии, которые могут привести к гипоксическим состояниям, чреватых серьезными осложнениями. Реальным требованием анестезиологической практики является длительность процесса измерения и оценки сатурации, составляющая не более 6...10 с.

Основные помехи, влияющие на точность измерения сатурации, имеют электрическую, оптическую и физиологическую природу.

Электрические помехи (“наводки”) возникают в усилительном тракте пульсоксиметра в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых, в частности, питающей сетью 50 Гц, электрохирургическим инструментом, физиотерапевтической аппаратурой. Подавление помех осуществляется путем частотной фильтрации сигналов, так как полезная информация в ФПГ сигнале сосредоточена, в основном, в диапазоне до 10 Гц, т.е. значительно ниже частотного диапазона помех. Для этой цели используются аналоговые фильтры нижних частот в усилительном тракте, а также цифровая фильтрация, дающая высокую крутизну спада частотной характеристики фильтров.

Помехи оптического происхождения возникают в случае попадания света от посторонних источников излучения (от хирургических ламп, ламп дневного света и т.п.) на фотоприемник датчика. Под действием данных помех уровень сигнала, снимаемого с фотоприемника, может изменяться, искажая сигнал, обусловленный абсорбцией излучения светодиодов в тканях. Для подавления оптических помех используют метод трехфазной коммутации светодиодов датчика. В первые две фазы коммутации поочередно включаются либо “красный”, либо “инфракрасный” светодиод датчика, в третьей фазе оба светодиода выключаются и фотопри-

емник регистрирует фоновую засветку датчика, включающую оптические помехи. Напряжение фоновой засветки запоминается и вычитается из сигналов “красного” и “инфракрасного” каналов, получаемых в первые две фазы коммутации. Таким образом, действие фоновой засветки датчика на полезный сигнал ослабляется.

Коммутация светодиодов с достаточно высокой частотой (намного превышающей частоты оптических помех) позволяет при выделении сигналов различных каналов в усилительном тракте использовать принципы синхронного детектирования, существенно улучшающие соотношения сигнал/шум. Сильная фоновая засветка датчика может стать причиной возникновения искажений в усилительном тракте, поэтому фотоприемник и первые каскады усиления должны обладать линейностью характеристики в большом динамическом диапазоне входных сигналов. Это необходимо для устранения амплитудных искажений переменной составляющей сигнала и подавления перекрестных помех. Ослабление фоновых засветок достигается также конструктивным построением датчика с использованием оптического экранирования.

Помехи физиологической природы оказывают наиболее сильное влияние на показания пульсоксиметров. К таким помехам можно отнести влияние двигательных артефактов, в том числе и дыхания, непостоянство формы пульсовой волны и снижение ее амплитуды у различных пациентов. Движение конечности с закрепленным на ней датчиком вызывает, например, перераспределение объема крови, находящегося в поле зрения датчика, что дает на выходе фотоприемника помеховый сигнал. Ослабление указанных помех особенно важно при выделении максимумов артериальных пульсаций фотоплетизмографических сигналов обоих каналов.

Помехоустойчивые алгоритмы выделения артериальных пульсаций и нахождения отношения R (аргумента калибровочной зависимости SpO_2) основаны на обработке фотоплетизмографического сигнала во временной или частотной области.

Во временной области для обнаружения артериальных пульсаций могут быть использованы алгоритмы фиксации диастолических и систолических значений фотоплетизмографического сигнала с помощью известных методов нахождения экстремальных точек сигналов, например, метод дифференцирования и фиксации нуля. Таким образом, для определения отношения R находятся значения сигналов, соответствующие переменной и постоянной составляющей абсорбции. Затем после согласования и усреднения вычисляется величина R и соответственно находится SpO_2 [105].

По алгоритму “разделения” пульсовой волны вычисляются текущие значения отношения R на отрезке сигналов между двумя систолическими пульсациями, а затем эти значения определенным образом взвешиваются по критерию минимизации погрешностей и определяется величина R [104].

Более эффективным с точки зрения помехоустойчивости к артефактам движения представляется алгоритм, сводящийся к задаче нелинейного оценивания, которая может быть решена методом, основанным на максимизации функции правдоподобия [106].

Спектральный подход основывается на том, что частотные компоненты артериальных пульсаций лежат в диапазоне 0,5...4 Гц, а двигательные артефакты находятся в более высокочастотной области (около 7 Гц) и носят случайный характер. Для вычисления отношения R используются первые гармоники разложения Фурье сигналов красного и инфракрасного каналов, что дает более точную оценку аргумента калибровочной зависимости [107].

Высокой помехоустойчивостью к артефактам движения обладают адаптивные алгоритмы, основанные на априорной информации о характере изменения сигнала и помех. Переменные составляющие сигналов обоих каналов обрабатываются цифровым фильтром, оптимизированным на выделение артериальной пульсации, как это часто делается для выделения QRS комплекса ЭКГ. Полученные сигналы поступают на обнаружитель, работающий по пороговому алгоритму. Порог обнаружения адаптивно изменяется

как в зависимости от амплитуды пульсаций, так и в зависимости от априорной вероятности появления очередной пульсации в данный момент времени.

В момент фиксации обнаружителем максимумов артериальных пульсации вычисляются величины R , которые подвергаются вторичной фильтрации, в результате которой происходит отбраковка ошибочных значений, а также усреднение данных за время нескольких пульсаций. Моменты фиксации артериальных пульсаций используются также в пульсоксиметрах для измерения длительности сердечного цикла, которые после вторичной обработки (сглаживания) пересчитываются в значение ЧСС [108].

С увеличением интенсивности помех, а также в случае снижения амплитуды пульсаций кровотока в поле зрения датчика показания пульсоксиметра могут не соответствовать уровню сатурации крови кислородом. В этих случаях повышение достоверности пульсоксиметрии может осуществляться с помощью введения в программное обеспечение прибора экспертной системы.

Анализируя соотношение сигнала и помехи, система в случае недопустимых условий измерения формирует для пользователя сообщения, позволяющие либо исправить положение (устранить артефакты), либо правильно истолковать показания прибора. Наиболее часто формируются сообщения, получаемые путем порогового контроля сигналов в усилительном тракте прибора, говорящие о случайном отключении датчика, “отсутствии пациента”, о сильной фоновой засветке, о снижении амплитуды пульса ниже допустимого с точки зрения шумов. Данные ситуации устраняются путем правильной установки датчика и выбора места его расположения на теле пациента.

Влияние двигательного артефакта на регистрацию ФПГ сигнала может быть оценено с помощью встроенной экспертной системы, работающей на основе анализа соотношения амплитуд первой и второй гармоник разложения Фурье сигнала артериальных пульсаций. Снижение этого соотношения говорит о росте влияния помех и снижения достоверности показаний прибора.

При использовании алгоритма “разделения” пульсовой волны увеличение разброса локальных значений отношения R также говорит о снижении достоверности определения сатурации [107].

Встроенная экспертная система позволяет защитить пользователя от неверных показаний прибора, возникающих в моменты резких изменений условий регистрации сигналов, например, при включении электрохирургического инструмента, ярких вспышек ламп освещения и пр., а также при нарушениях работы датчика.

Точность измерения сатурации в пульсоксиметрах определяется калибровочной зависимостью, устанавливаемой при градуировке приборов. “Золотым” стандартом градуировки считается проведение одновременных измерений сатурации исследуемым пульсоксиметром и эталонным прибором у добровольцев, вдыхающих газовую смесь заданного состава. В качестве эталонов используются кюветные многоволновые оксиметры, анализирующие пробу артериальной крови. Например, двухлучевой оксиметр OSM-2 (Radiometer, Denmark), измеряющий функциональную сатурацию, или оксиметр IL 482 (Instrumentation Laboratory, USA), работающий на четырех длинах волн (535,0; 585,2; 594,5; 626,6 нм), что позволяет определять концентрации HbO_2 , COHb , Hb , MetHb и значение фракционной сатурации с точностью до 0,5% [109].

Трудность получения клинических данных для низких значений сатурации (менее 80%) в экспериментах *in-vivo* заставляет экстраполировать калибровочную зависимость в этой области и снижать требования к точности измерений. Достаточно сложная система градуировки пульсоксиметров, описанная в [103], полностью имитирует процесс газообмена в организме человека. Система содержит мембранный оксигенатор (рисунок 7.7), источник гидравлических пульсаций, имитирующий артериальный кровоток и модель пальца, на который надевается датчик испытуемого пульсоксиметра.

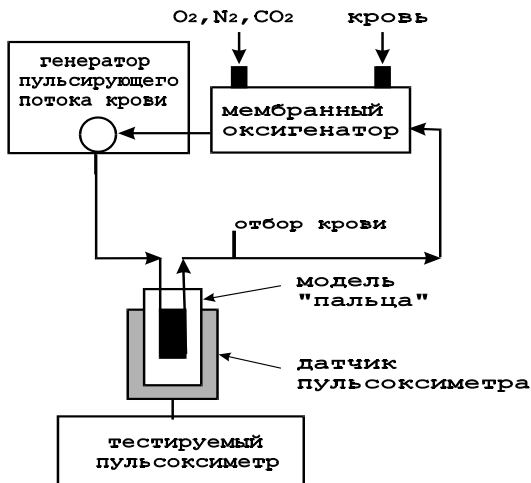


Рисунок 7.7 – Система in-vivo градуировки пульсоксиметров

Система имеет пробоотборник крови для анализа с помощью кюветного оксиметра. Данная система позволяет проводить точную градуировку прибора при значениях сатурации менее 50%. При производстве пульсоксиметров для обеспечения точности измерения сатурации используются оптико-электронные имитаторы, имеющие заданные метрологические характеристики.

Имитатор имеет оптическую головку, помещаемую в поле зрения датчика пульсоксиметра вместо участка тела пациента. Головка имитатора содержит фотоприемник, располагаемый напротив светодиодов датчика, и светодиоды, подобные применяемым в датчике, обращенные к фотоприемнику датчика. С помощью оптической головки происходит переизлучение световых потоков от светодиодов датчика к его фотоприемнику, причем передача сигналов фотоприемника головки к светодиодам имитирует абсорбцию света в тканях, включая формирование артериальной пульсации.

Изменение коэффициента передачи от фотоприемника головки к ее излучателям позволяет при испытаниях пульсоксиметра проверить весь допустимый диапазон изменения прозрачности тканей и амплитуды пульсаций. Изменяя соотношения амплитуд

переменных составляющих по “красному” и “инфракрасному” каналу оптической головки, можно проверить необходимый диапазон измеряемых значений сатурации в соответствии с калибровкой имитатора, выполняемой по образцовому прибору.

Способы отображения информации, используемые в пульсоксиметрах, дают наглядное представление об измеряемых физиологических показателях. Вычисленные значения сатурации крови кислородом и ЧСС отображаются в виде соответствующих цифровых значений на дисплее прибора.

Фотоплетизмограмма, регистрируемая прибором, может быть представлена в виде кривой на графическом дисплее или в виде пульсирующего “столбика”, следящего за изменением объема артериальной крови в поле зрения датчика. Отображение ФПГ позволяет вести визуальный контроль формы сигнала и обладает диагностической ценностью. Изображение кривой на экране дисплея монитора автоматически масштабируется таким образом, чтобы размах ФПГ занимал большую часть экрана. Для оценки абсолютного значения артериальных пульсаций вводится специальный масштабный индикатор амплитуды пульсаций. Отображение ФПГ отражает состояние периферической гемодинамики, что особенно важно при проведении реанимационных процедур.

Пульсоксиметры позволяют производить накопление измеряемых данных длительностью до 8 часов. Результаты измерений за требуемый промежуток времени в виде трендов SpO_2 и ЧСС могут выводиться на экран дисплея или могут быть распечатаны на встроенном или внешнем принтере.

7.3.4. Источники погрешностей при пульсоксиметрии

Особенность определения уровня оксигенации крови с помощью пульсоксиметра заключается в том, что, в соответствии с принципом действия прибора, в нем производится измерение величины поглощения света, прошедшего через ткани, содержащие артериальные сосуды, в красном и инфракрасном диапазоне и вычисление R – отношения измеренных величин. Значение сатурации

определяется по величине R в соответствии с калибровочной зависимостью, устанавливаемой параллельными градуировочными измерениями функциональной или фракционной сатурации у добровольцев с помощью отбора проб крови и их анализа в кюветном оксиметре.

Показания пульсоксиметра при определении оксигенации крови у пациентов соответствуют градуировочной сатурации только тогда, когда доля дисгемоглобинов у пациентов и у лиц, участвующих в градуировке прибора, совпадают. В большинстве случаев предполагается, что фракция дисгемоглобинов (СОНb, MetHb) не превышает 2% и ее долей в определении сатурации можно пренебречь. Однако при колебаниях этой фракции показания пульсоксиметра отличаются от величин $SaO_{2\text{функ}}$ или $SaO_{2\text{фр}}$, по которым производилась градуировка прибора. Поэтому для более корректного обозначения показаний пульсоксиметров используется термин SpO_2 , применяемый большинством изготовителей аппаратуры, который подчеркивает возможность ошибок определения сатурации при возрастании фракции дисгемоглобинов.

Влияние СОНb на показания сатурации определяются спектром его поглощения. На волне 940 нм СОНb обладает очень низким поглощением и не вносит вклад в общее поглощение. На волне 660 нм СОНb обладает поглощением очень близким к поглощению HbO₂. Следовательно, показания пульсоксиметра будут ошибочно завышены по отношению к величине $SaO_{2\text{фр}}$. Это может маскировать опасные для жизни состояния с низким значением фракционной сатурации (например, при присутствии во вдыхаемом газе CO). Так при содержании СОНb – 50% SpO_2 оказывается равным 95% [109].

Фракция MetHb поглощает больше света на волне 940 нм чем Hb, но на волне 660 нм имеет почти равное с ним поглощение. Это приводит к завышению SpO_2 при низких значениях $SaO_{2\text{фр}}$ и к занижению показаний при больших значениях. При высоких концентрациях MetHb SpO_2 приближается к 85% (отношение близко к 1) и не зависит от реальной оксигенации артериальной крови.

Высокий уровень билирубина не оказывает влияние на поглощение света на используемых длинах волн и не искажает показания пульсоксиметра. Однако для кюветных оксиметров ошибки возникают при более низких длинах волн и могут привести к занижению показаний.

Фетогемоглобин (HbF), имеющийся у новорожденных в первые несколько месяцев после рождения, и Hb имеют очень близкие характеристики поглощения, совпадающие на волне 940 нм и различающиеся на несколько процентов на волне 660 нм [100]. Это требует небольшого уточнения калибровочной зависимости, используемой в приборах фетального мониторинга [101].

Красящие вещества, вводимые в кровь, оказывают влияние на показания пульсоксиметров. Метилен голубой дает уменьшение величины SpO_2 , более значительно влияет введение индигокармина, используемого для измерения сердечного выброса.

Ошибки в определении состояния пациента по данным SpO_2 могут возникнуть из-за маскирования снижения величины PO_2 , которое может наступить прежде, чем начнется значительное падение SpO_2 . Это обстоятельство объясняется ходом кривых диссоциации HbO₂ (рисунок 7.3). При больших сдвигах PO_2 (в диапазоне выше 60 мм рт.ст.) наблюдаются небольшие изменения SaO_2 , но если PO_2 становится меньше 60 мм рт.ст., малые изменения PO_2 приводят к большим сдвигам SaO_2 . Поэтому нижняя граница уровня тревожной сигнализации должна быть установлена равной 94%, что соответствует безопасному значению PO_2 .

Ошибки могут возникать при низкой тканевой перфузии или выраженной вазоконстрикции вследствие слабости пульсации в месте расположения датчика прибора. Следует отметить, что при выраженной гемодилуции, анемии и кровопотере высокие показатели SpO_2 отнюдь не гарантируют безопасный уровень доставки кислорода к тканям, т.к. общая кислородная емкость крови при этом может оказаться недостаточной.

Общее содержание кислорода (в мл) в 100 мл крови, в артериальной крови можно вычислить по формуле:

$$[O_2]=1,34 \cdot Hb \cdot (SaO_2/100)+0,0031 \cdot PaO_2$$

где: Hb – содержание гемоглобина (в г) в 100 мл крови, PaO₂ – парциальное давление кислорода в артериальной крови (мм рт.ст.).

Первый член суммы правой части уравнения отражает количество связанного гемоглобином кислорода, а второй – количество кислорода, растворенного в плазме. Последняя величина весьма невелика и ею можно пренебречь.

Нормальный уровень содержания кислорода в артериальной крови составляет 17 – 20 мл в 100 мл крови. Низкие показатели [O₂] могут быть связаны либо со снижением концентрации гемоглобина, либо с нарушением газообмена в легких.

7.4. Мониторинг напряжения кислорода в крови

В прямом методе оценки напряжения кислорода в артериальной крови используется анализ проб крови. Для этой цели применяется кислородный электрод Clark, представляющий собой электролитическую ячейку, отделенную от исследуемой крови кислородопроницаемой мембраной (рисунок 7.8).

Кислородный электрод содержит платиновый катод и серебряный анод, соединенные через измеритель тока с источником напряжения. Кислород проходит через мембрану и в результате электрохимической реакции у платинового электрода образует гидроксильные ионы:

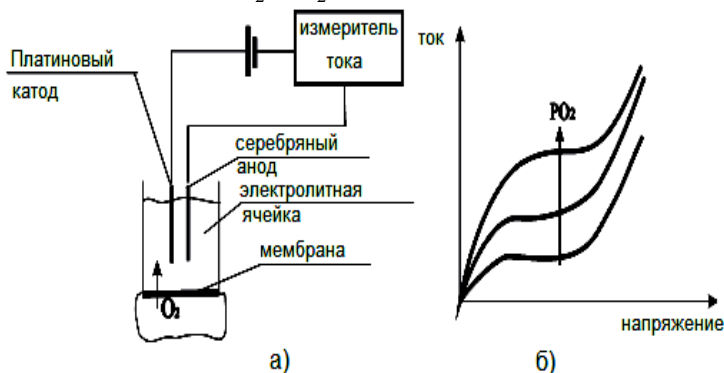
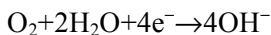


Рисунок 7.8 – Кислородный электрод Clark
(а – схема включения, б – полярограмма)

Ток в цепи электрода зависит от количества присоединенных электронов, которое определяется количеством кислорода, диффундирующего в электролитическую ячейку.

Рабочая точка электрода устанавливается в диапазоне напряжений, соответствующих области “плато” полярограммы (рисунок 7.8). В этом случае ток, регистрируемый в цепи электрода, оказывается пропорциональным величине PO_2 в исследуемой пробе крови.

Для чрескожного метода определения PO_2 , применяемого в мониторных приборах, используются мембранные датчики, содержащие электрод Clark и нагревательный элемент. Мембрана электрода приводится в соприкосновение с кожей, которая нагревается до температуры около $44^{\circ}C$. Под действием нагревания кислород из капиллярных сосудов диффундирует в эпидермис, а затем в электролитическую ячейку, где происходит измерение.

Значения напряжения кислорода в крови, измеренные чрескожным методом ($PtcO_2$) у детей, достаточно близко соответствуют величинам PO_2 , определенным в пробах артериальной крови.

Однако у взрослых пациентов расхождение значений $PtcO_2$ и PO_2 увеличивается. Ошибки определения значений $PtcO_2$ зависят от толщины кожи, подкожного кровотока, физиологических факторов, влияющих на доставку O_2 к поверхности кожи (уменьшение сердечного выброса, АД крови, возникновение центральной вазоконстрикции). В результате $PtcO_2$ оказывается заниженным по сравнению с соответствующим артериальным значением.

В норме у взрослых разница значений $PtcO_2$ и PO_2 составляет 20%, у детей за счет эффекта нагревания и соответственно роста PO_2 значения $PtcO_2$ могут на 5...15% превышать данные артериальных измерений [92].

Для уменьшения ошибок определения $PtcO_2$ датчик прибора располагают на поверхности кожи в местах с высоким капилляр-

ным давлением и минимальной вазоконстрикцией. Наиболее часто используются локализации датчиков на грудной клетке в области ключицы, на коже головы, латеральной стороне живота, внутренней стороне бедра.

Следует отметить, что мониторы $PtcO_2$ требуют тщательного обслуживания. Нагревание электрода, необходимое при чрескожных измерениях, приводит к ускорению испарения электролита ячейки, который по этой причине нуждается в периодическом обновлении.

Из-за медленного дрейфа показаний датчик $PtcO_2$ не может оставаться на одном месте более нескольких часов. Место локализации датчика изменяют каждые 2 или 4 часа, проводя повторную калибровку прибора. Последнее позволяет также избежать термических раздражений, а иногда и ожогов кожи под электродом.

Мембрана электрода датчика, контактирующая с кожей, легко повреждается. При увеличении ее толщины увеличивается время реакции датчика на изменение PO_2 . Это время зависит также от толщины кожи обследуемого. Так, у детей время ответа датчика составляет 10...15 сек, у взрослых 45...60 сек [92].

Снижение ошибок определения PO_2 при неинвазивном мониторинге достигается путем использования миниатюрного электрода Clark, располагаемого в конъюнктиве. Эти датчики могут функционировать непрерывно в течение 24 часов. Основной областью клинического применения чрескожных методов измерения PO_2 являются неонатальные мониторы, которые могут дополнительно выполнять функции детектора апноэ.

Сравнение измерителей PO_2 с пульсоксиметрами показывает, что последние обладают большей чувствительностью к сильной гипоксемии, более высоким (в 5...8 раз) быстродействием измерений. Кроме того, мониторы PO_2 требуют постоянного обслуживания датчиков. Однако, значения PO_2 являются лучшими показателями при гипероксимии, чем значения сатурации кислорода. Это связано с тем, что, как следует из кривой диссоциации гемоглобина, SpO_2 слабо изменяется при значениях PO_2 , превышаю-

щих 90 мм рт.ст. В частности, PO_2 становится более предпочтительным показателем у детей с риском ретинопатии при чрезмерной вторичной оксигенации крови.

7.5. Мониторинг дыхательных газов. Методика и аппаратура капнометрии

Методика капнометрии заключается в непрерывном измерении концентрации CO_2 в выдыхаемой пациентом газовой смеси. Для этой цели используются масс-спектрометры, газоанализаторы Roman и ИК-абсорбционные анализаторы. Последние получили наиболее широкое распространение в аппаратуре капнометрии из-за относительно невысокой стоимости, простоты измерений и возможности создания портативных мониторов.

Измерение CO_2 в ИК-капнометрах основано на определении поглощения ИК излучения пробой газа на определенной длине волны (около 4,3 мкм), определяемой максимумом спектра поглощения (рисунок 7.9) для CO_2 . Величина поглощения согласно закону Бугера-Ламберта-Бера оказывается пропорциональной концентрации CO_2 .

Датчик капнометра включает измерительную ячейку, через которую проходит анализируемый газ, источник ИК-излучения и фотоприемник. Для устранения влияния дрейфа измерительной схемы в датчике используется импульсное ИК-излучение.

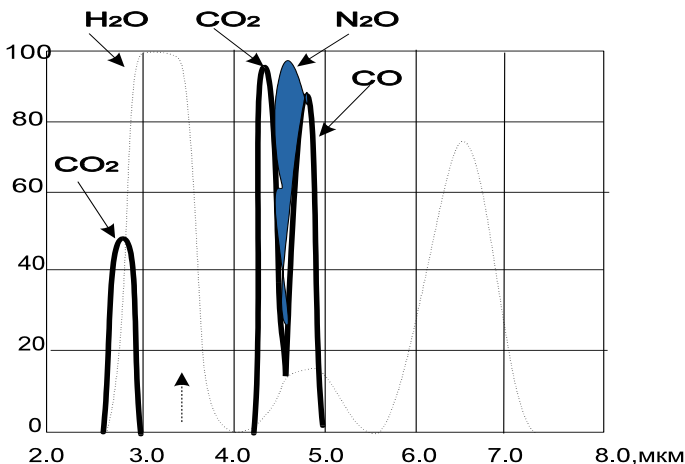


Рисунок 7.9 – Спектр поглощения излучения дыхательных газов

Для анализа выдыхаемого газа датчик капнометра может быть размещен либо в приборе, либо в специальной трубке, установленной в дыхательном контуре пациента. В первом случае используется пробоотбор газа из дыхательного контура пациента путем аспирации газа в измерительную ячейку датчика. Во втором случае анализируется основной поток газа, выходящий из эндотрахеальной трубки дыхательного контура пациента.

Аспирационные капнометры с пробоотбором газа получили наибольшее распространение в клиническом мониторинге, так как они оказываются более простыми в использовании и могут применяться у неинтубированных пациентов с расположением пробоотборной трубки в верхних дыхательных путях.

Система пробоотбора газа аспирационного капнометра включает пробоотборник, размещаемый в дыхательном контуре пациента, и трубку для соединения с прибором (рисунок 7.10).

На входе прибора перед измерительной ячейкой устанавливается ловушка для влажного конденсата, содержащегося в аспирируемом газе. Влага образуется из-за того, что водяные пары с температурой выдыхаемого газа (37° C) конденсируются при более низкой (комнатной) температуре на стенки пробоотборной трубки. Кроме того, при искусственной вентиляции легких вдыхаемый газ

поддерживается теплым и влажным, что увеличивает содержание водяных паров в выдыхаемом газе.

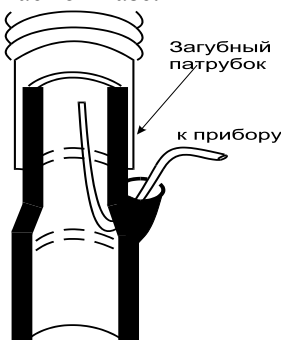


Рисунок 7.10 – Пробоотборник аспирационного капнометра

Измерительная ячейка надежно защищается от проникновения водяных паров, так как их присутствие в анализируемой пробе газа влияет на степень поглощения ИК-излучения на рабочей длине волны капнометра (рисунок 7.9), что может привести к погрешности измерения содержания CO_2 .

Защита от влаги необходима для предотвращения закупорки пробоотборной линии вязким компонентом конденсата (слизью), так как соединительные трубки линии имеют малый внутренний диаметр. Последнее связано с требованием уменьшения времени задержки регистрации данных, обусловленного задержкой прохождения пробы газа от точки забора до измерительной ячейки.

Время задержки газа в пробоотборной системе зависит от объема соединительной трубки и скорости пробоотбора. Обычно скорость пробоотбора устанавливается в пределах 50...150 мл/мин. При длине соединительной трубки 1,5...2,0 м, для обеспечения времени отклика прибора порядка 1 с, внутренний диаметр трубки должен составлять около 1 мм. Если для сокращения времени задержки выбрать более высокую скорость пробоотбора и она окажется выше скорости выдыхаемого газа, то в пробоотборную систему начнет подсасываться свежий газ, что приведет к ошибкам измерения концентрации CO_2 .

Проба анализируемого газа прокачивается через измерительную ячейку и после измерения может быть выпущена в атмосферу или с помощью выводной трубки возвращена в дыхательный контур. Возврат газа необходим при использовании закрытого дыхательного контура или в случае точной оценки метаболического объема газа.

Структурное построение аспирационного капнометра показано на рисунке 7.10. Проба газа поступает в прибор через ловушку влаги 2, представляющую собой цилиндрический стакан, установленный вертикально. В верхней крышке стакана размещены патрубки ввода и вывода пробы газа. В боковой стенке стакана имеется патрубков отсоса газа. Влага, конденсирующаяся в соединительной трубке, стекает на дно стакана, так как патрубков ввода газа направлен вниз. Вязкий компонент конденсата может перекрыть патрубков вывода газа.

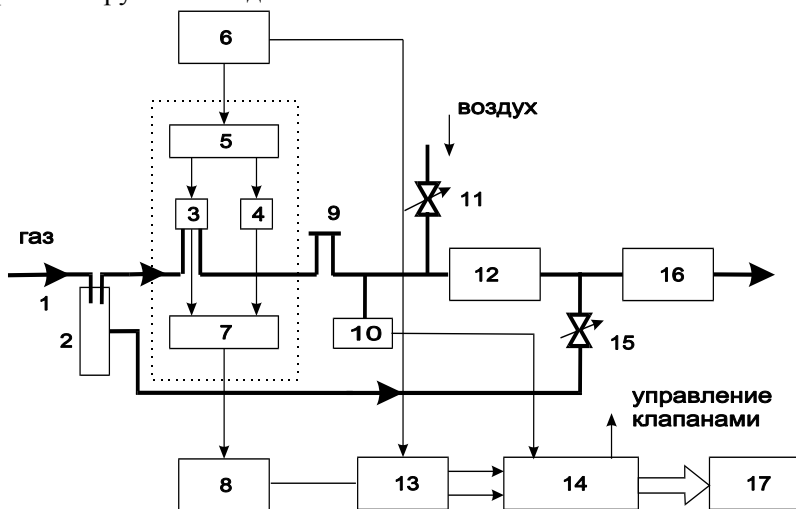


Рисунок 7.10– Структурное построение аспирационного капнометра

В этом случае давление в аспирационной системе падает и по сигналу датчика давления 10 включается клапан отсоса 15, что приводит к отсосу газа через боковой патрубков стакана ловушки. Затем измерительная ячейка 3 продувается в направлении, обратном рабочему ходу газа струей воздуха поступающего через от-

крытый клапан 11. После ловушки влаги анализируемый газ проходит измерительную ячейку 3 датчика, буфер давления 12, насос 16 и поступает на выходной патрубок прибора.

Датчик капнометра выполнен по компенсационной двухканальной схеме, уменьшающей погрешности, связанные с нестабильностью элементов датчика. Свет излучателя 5 разделяется на два луча, один из которых проходит измерительную ячейку 3 и поступает на фотоприемник 7, другой поступает на тот же фотоприемник, проходя через компенсационную ячейку 4, заполненную газом с известной концентрацией CO_2 .

Включение каналов синхронизируется коммутатором 6, используемым далее в тракте усиления сигналов фотоприемника для разделения сигналов измерительного и компенсационного каналов.

МикроЭВМ 14 выполняет процедуры обработки сигналов, компенсации погрешностей, связанных с нестабильностью источника излучения, дрейфом датчика и усилительной схемы, температурным дрейфом, определение текущей величины содержания CO_2 , вывода данных на дисплей 17.

Установка нуля прибора осуществляется с помощью клапана 11, при включении которого, а также клапана отсоса 15, комнатный воздух (содержание CO_2 около 0,05%) проходит через измерительную ячейку 3 в обратном направлении. Градуировка и поверка капнометра осуществляется с помощью проб газов с калиброванной концентрацией CO_2 , входящих в комплект прибора.

В поточных капнометрах датчик устанавливается непосредственно в дыхательном контуре пациента и может быть размещен в эндотрахеальной трубке. Скорость поступления анализируемого газа в датчик определяется здесь скоростью выдоха пациента, поэтому погрешности аспирационных капнометров, связанные с пробоотбором, а также с задержкой регистрации показаний, в поточных капнометрах устранены. В этих приборах более просто решается проблема защиты датчика от действия влаги, содержащейся в анализируемом газе. Измерительная камера с датчиком

нагревается до температуры 40°C для предотвращения конденсации влаги.

Датчик поточного капнометра строится по однолучевой двухволновой схеме, по которой измерение абсорбции ИК-излучения происходит попеременно на двух длинах волн. Первая длина волны является рабочей (максимум поглощения CO₂), вторая выбирается в области малого поглощения CO₂ и используется для получения сигнала компенсации, уменьшающего погрешность дрейфа датчика, а также погрешность, вызванную присутствием в анализируемом газе веществ, поглощающих ИК-излучение, в частности N₂O.

В современной аппаратуре капнометрии осуществляется непрерывное измерение содержания CO₂ и индикация в реальном масштабе времени величины ETRCO₂. Градуировка показаний капнометров осуществляется либо в единицах парциального давления CO₂, либо в единицах объемной концентрации. Диапазон измерений капнометров составляет 0 – 99 мм рт.ст. (0 – 10%). Точность измерения составляет порядка единиц процентов.

Большинство мониторных приборов имеет графический дисплей, на котором отображается капнометрическая кривая – капнограмма, представляющая собой график зависимости PCO₂ от времени. Отображение капнограммы в реальном масштабе времени позволяет оценить параметры фаз дыхания; отображение капнограммы в замедленном темпе дает возможность визуально оценить тренд ETRCO₂ на большом отрезке времени, например, на определенном этапе операции.

Вид капнограммы в норме показан на рисунке 7.11. В начале выдоха (точка В капнограммы) содержание CO₂ в выдыхаемом газе близко к нулю. Это обусловлено поступлением порции свежего газа, оставшегося от предыдущего вдоха в анатомическом “мертвом” пространстве. Затем в “мертвое” пространство начинает поступать альвеолярный газ и концентрация CO₂ на капнограмме начинает расти. Когда альвеолярный газ заполняет все “мертвое” пространство, рост концентрации CO₂ замедляется (точка С кри-

вой) и наблюдается так называемое альвеолярное плато (участок C – D). По завершении выдоха и начале притока свежего газа за счет вдоха концентрация CO_2 быстро падает до нуля (участок D – E).

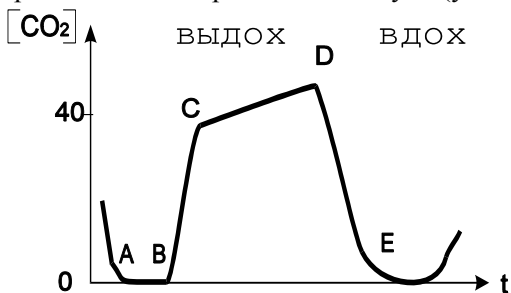


Рисунок 7.11 – Капнограмма дыхательного цикла.

Нулевая линия (A – B). Быстрый подъем (B – C). Альвеолярное плато (C – D). Быстрый спад (D – E)

Анализ формы и параметров капнограммы с помощью автоматизированных диагностических средств дает важную диагностическую информацию о состоянии дыхательной системы и общем состоянии организма пациента.

7.6. Мониторинг частоты дыхания

При объективном исследовании системы дыхания врача интересуют как количественные характеристики дыхания (частота дыхания, объём вдыхаемого и выдыхаемого воздуха и др.), так и качественные характеристики процесса внешнего и тканевого дыхания (содержание газов во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе, парциальные давления кислорода и углекислоты в крови, процент насыщения крови кислородом и т.д.).

Частота дыхания – один из важнейших параметров, характеризующих функциональную активность системы дыхания. Каждый акт дыхания проявляется движением грудной клетки (изменением длины ее окружности) и образованием противоположно направленных потоков воздуха на вдохе и выдохе, имеющими разную температуру.

Датчики частоты дыхания, регистрирующие движение грудной клетки человека

Фиксация моментов периодически повторяющихся движений грудной клетки может быть наиболее просто осуществлена с помощью трёх типов пассивных биоуправляемых датчиков: контактных, резистивных и пневматических.

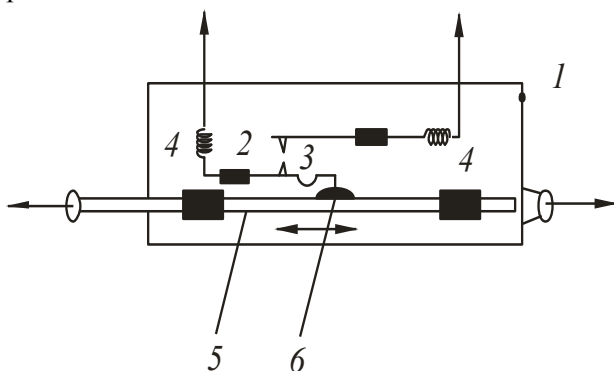


Рисунок 7.12 – Контактный датчик частоты дыхания

На рисунке 7.12 приведена конструкция простейшего контактного датчика дыхания. На рисунке 7.12 показано: 1 – основание, 2,3 – контактные пластины, 4 – направляющие втулки, 5 – шток, 6 – выступ.

На основании 1 укреплены две контактные пластины 2 и 3, образующие нормально разомкнутый контакт. В направляющих втулках 4 движется шток 5. Шток и основание датчика имеют кольца для крепления ремня, опоясывающего грудную клетку. При вдохе шток 5 движется влево и своим выступом 6 передвигает нижнюю контактную пластину 2. Цепь замыкается, фиксируя тем самым момент вдоха.

На рисунке 7.13 показан резистивный (угольный) датчик частоты дыхания: 1 – резиновая трубка, 2 – угольный порошок, 3 – электроды, 4 – отводящие проводники, 5 – скобы крепления.

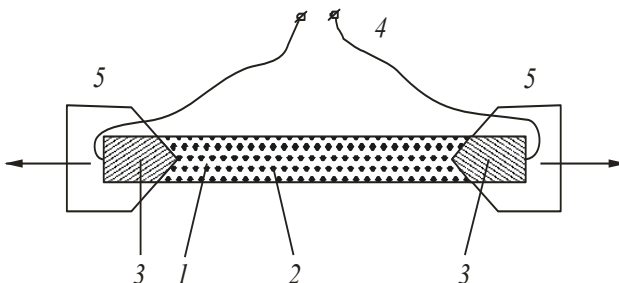


Рисунок 7.13 – Резистивный датчик частоты дыхания

Резистивный датчик частоты дыхания представляет собой резиновую эластичную трубку 1, наполненную угольным порошком 2. С торцов трубки вставлены электроды 3 для создания хорошего контакта между отводящими проводниками 4 и угольным порошком 2. К концам трубки с помощью проволочных скоб 5 крепится опоясывающий грудную клетку ремень. При вдохе резиновая трубка растягивается, её поперечное сечение уменьшается, что приводит к увеличению сопротивления столба угольного порошка, заключенного в трубке. При изменении сопротивления изменяется ток в цепи. Измерительной схемой эти изменения преобразуются в импульсы тока определённой длительности, частота следования которых равна частоте дыхания.

В другом резистивном датчике (рисунок 7.14) в качестве чувствительного элемента используется специальная токопроводящая резина 1. Kontakтами служат электроды 2. Растяжение резины при вдохе ведёт к увеличению сопротивления, которое, как и ранее, преобразуется в импульсы тока.

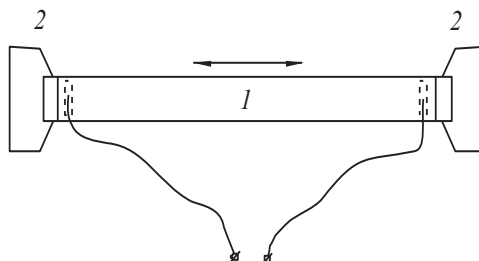


Рисунок 7.14 – Датчик частоты дыхания из проводящей резины

Пневматический датчик (рисунок 7.15) частоты дыхания представляет гофрированную резиновую трубку, герметично закрытую с торцов. При растяжении объем трубки увеличивается, и давление воздуха внутри неё падает. Изменение давления улавливается с помощью какого-либо преобразователя П, преобразующего давление в электрический сигнал, например, с помощью угольного датчика давления.

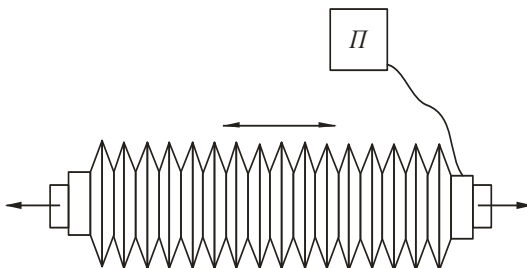


Рисунок 7.15 – Пневматический датчик частоты дыхания

Датчики частоты дыхания, принцип работы которых основан на фиксации движений грудной клетки, обладают существенным недостатком: они фиксируют любое изменение окружности грудной клетки, как связанное с дыханием, так и просто вследствие движения тела пациента. Поэтому такие датчики чаще применяются при исследовании больного в условиях покоя и необходимого комфорта.

Датчики частоты дыхания, фиксирующие изменения температуры потока воздуха

Датчик, фиксирующий изменения температуры потока воздуха в верхних дыхательных путях, свободен от этого недостатка. Конструктивно он представляет собой клипсу, которая надевается на крыло носа. В качестве термочувствительного элемента использован термистор. Сопротивление термистора зависит от температуры обдувающего его потока воздуха. Известно, что разница температур вдыхаемого и выдыхаемого воздуха в нормальных условиях может достигать $4 - 7^{\circ}\text{C}$ [7]. Изменение сопротивления приводит к изменению тока через термистор. На выдохе амплитуда

тока через термистор возрастает, на вдохе – уменьшается. Каждое изменение тока соответствует одному дыхательному движению. В результате с выхода датчика снимается последовательность импульсов, которая может быть использована для измерения частоты дыхания.

Резистивные, пневматические и термисторные датчики, кроме определения частоты дыхания, позволяют примерно оценить и объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, так как величина изменения их параметров (сопротивление, объём, температура) связана определенной зависимостью с глубиной дыхания, т.е., с объёмом вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Однако, эта зависимость подвержена сильным влияниям различных посторонних факторов. Например, данные резистивных и пневматических датчиков об изменении окружности грудной клетки могут не соответствовать объёмам вдыхаемого и выдыхаемого воздуха при размещении датчиков, не соответствующем типу дыхания у данного больного (брюшное или грудное). Показания термисторного датчика сильно зависят от температуры и влажности окружающей среды. Это не позволяет получить точную оценку дыхательных объёмов с помощью простых по конструкции резистивных, пневматических и термисторных датчиков.

Датчики для измерения объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха

На рисунке 7.16 приведена конструкция турбинного датчика, предназначенного для измерения объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. На рисунке 7.16 показано: 1 – цилиндрический корпус, 2, 3 – фланцы крепления, 4 – направляющие, 5 – ось, 6 – подшипники, 7 – вращающаяся пластинка, 8 – отражательные плоскости, 9 – фотодатчик.

Турбинный датчик представляет собой полый цилиндр 1, изготовленный из органического стекла с фланцами для крепления к дыхательной маске 2 и к трубке подачи газовой смеси 3. Газовому потоку с помощью направляющих 4 придаётся вращательное

движение. На пути газового потока расположена на оси 5 в подшипниках 6 плоская пластинка 7. К торцам этой пластинки крепятся отражательные плоскости 8.

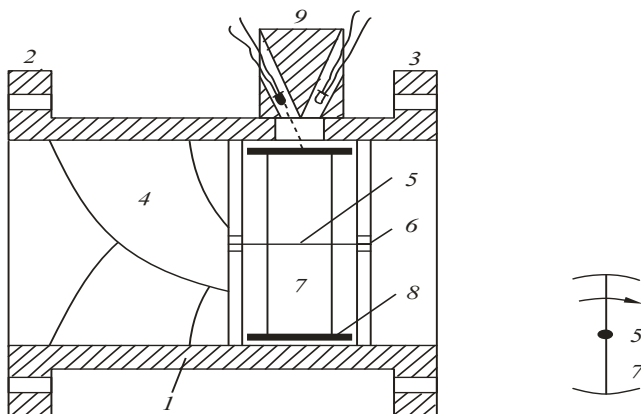


Рисунок 7.16 – Турбинный датчик

Движение газовой струи вызывает вращение пластинки со скоростью, пропорциональной скорости движения этой струи. Число оборотов фиксируется фотодатчиком 9, установленным на корпусе в плоскости вращения пластинки. На выходе преобразователя мы будем иметь последовательность электрических импульсов, частота следования которых будет пропорциональна количеству прошедшей через датчик газовой смеси. Подобные датчики применяются при достаточно точных физиологических исследованиях функционального состояния дыхательной системы человека.