

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

**ДАТЧИКИ И СИСТЕМЫ РЕСПИРАТОРНОГО
МОНИТОРИНГА**

Методические указания к практической работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Датчики и системы респираторного мониторинга: Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 29 с.

В методических указаниях рассмотрены основные принципы разработки датчиков и систем мониторинга функции внешнего дыхания. Приведено описание методики капнометрии и оксиметрии. В методических указаниях содержится описание вариантов реализации инструментальных средств мониторинга напряжения кислорода в крови, дыхательных газов и частоты дыхания. Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих практические работы по дисциплине «Биомедицинские датчики». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Ил. 13. Библиогр. 3 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Цель работы: изучение основных методов реализации мониторинга функции внешнего дыхания; анализ построения инструментальных средств капнометрии, оксиметрии и измерения частоты дыхания.

1 ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

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).

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.

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. Мониторинг концентрации CO_2 , с целью контроля вентиляции пациента, включен в стандарты интраоперационного мониторинга большинства развитых стран.

Мониторинг концентрации анестетиков в дыхательной системе осуществляется с помощью мультигазовых анализаторов, показыва-

ющих 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.

1.1. 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.

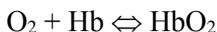
Величина PO_2 измеряется в единицах давления, чаще всего в мм рт.ст., аналогично величине парциального давления газа. Парциальное давление кислорода в воздухе определяется величиной барометрического давления воздуха и фракционной концентрацией кислорода в сухом воздухе.

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 37⁰С – 47 мм рт.ст.).

Венозная кровь имеет величину PO₂ 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 PO₂ от 70 до 116 мм рт.ст.

Кислород в крови переносится в основном эритроцитами, вступая в химическую связь с гемоглобином (Hb). Соединяясь с гемоглобином, кислород образует легко диссоциирующее соединение оксигемоглобин (HbO₂):



Окисление гемоглобина определяется напряжением растворенного в крови кислорода и характеризуется кривой диссоциации HbO₂ (рисунок 1), представляющей собой зависимость величины степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SaO₂) от PO₂.

SaO₂ ,%

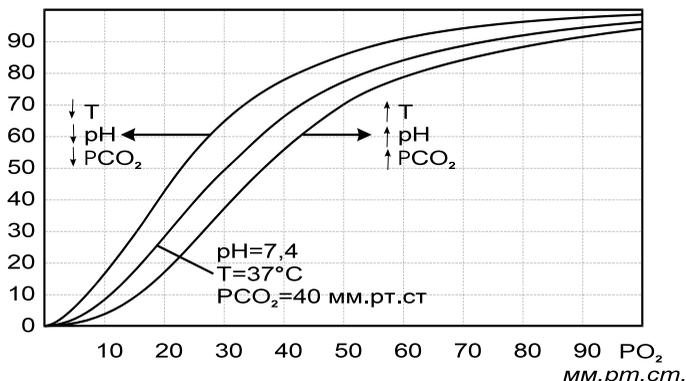


Рисунок 1 – Кривые диссоциации оксигемоглобина

Верхняя часть кривой, соответствующая нормальному насыщению артериальной крови кислородом (>95%), показывает способность гемоглобина связывать большое количество O₂ при значительных колебаниях PO₂, например, при изменениях парциального давления кис-

лорода во вдыхаемом воздухе, что встречается при ингаляции газовой смесью бедной кислородом.

При $PO_2 < 40$ 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.

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).

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

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

где [...] – концентрация соответствующего вещества.

В расчете величины SpO_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 концентрации) 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 монитора, что позволяет определить параметры дыхания и визуально оценить динамику процесса дыхания.

1.2. 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 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.

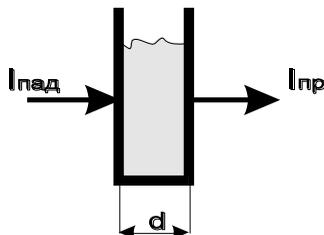


Рисунок 2 – Поглощение света веществом

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 3).

Фракция 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.

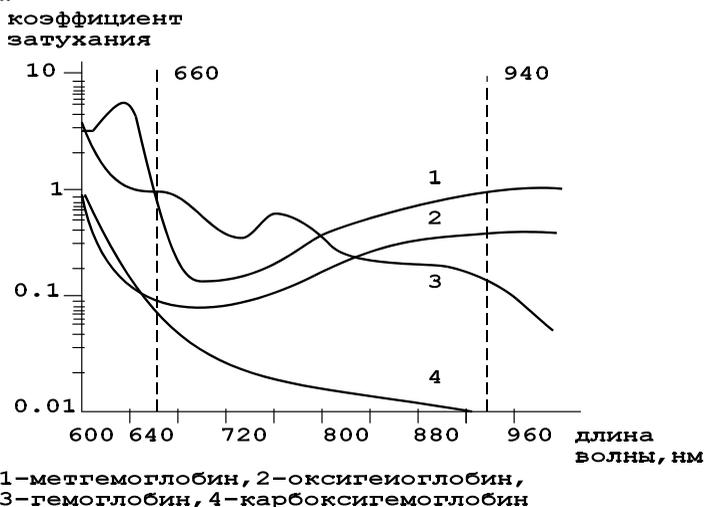


Рисунок 3 – Зависимость поглощения света от длины волны излучения для различных форм гемоглобина

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 спектрофотометрия 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. 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 .

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 (rSO₂). Согласно физиологическим данным, сосудистое русло каждого региона мозга на 75% состоит из венозных, 20% артериальных и 5% капиллярных сосудов. Таким образом, значения rSO₂, получаемые при чрескожной спектрофотометрии, оказываются усредненными и наиболее близкими к сатурации оттекающей от мозга венозной крови.

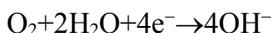
Величина церебральной rSO₂ является важным показателем адекватности церебральной оксигенации, так как одним из первых компенсаторных механизмов тканевого дефицита кислорода является усиление его экстракции из протекающей крови, что сопровождается быстрым снижением сатурации оттекающей венозной крови.

Для определения rSO₂ используют излучение ближней ИК области в диапазоне 650...1100 нм. ИК излучение глубоко проходит в ткани, что позволяет использовать датчики rSO₂, накладываемые на кожу лба пациента. Мониторинг церебрального rSO₂ имеет важное значение в кардиохирургии при проведении экстракорпорального кровообращения в условиях гипотермии, в нейрохирургии, трансплантологии.

1.3. 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 4).

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:



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

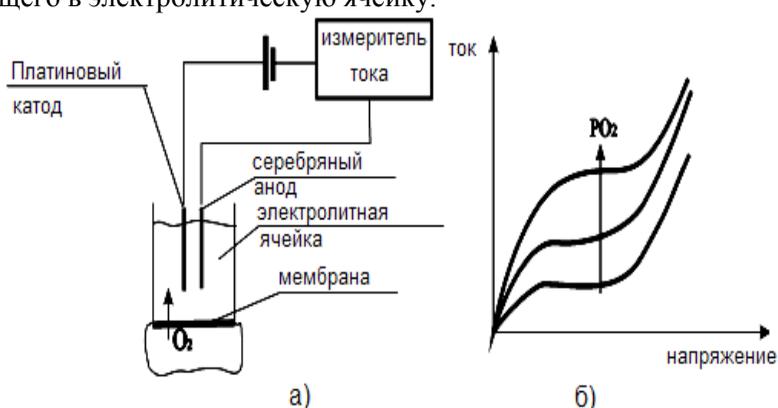


Рисунок 4 – Кислородный электрод Clark (а – схема включения, б – полярограмма)

Рабочая точка электрода устанавливается в диапазоне напряжений, соответствующих области “плато” полярограммы (рисунок 4). 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.

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

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 гипероксемии, чем значения сатурации кислорода. Это связано с тем, что, как следует из кривой диссоциации гемоглобина, SpO_2 слабо изменяется при значениях PO_2 , превышающих 90 мм рт.ст. В частности, PO_2 становится более предпочтительным показателем у детей с риском ретинопатии при чрезмерной вторичной оксигенации крови.

1.4. 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 (рисунки 5) 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.

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.

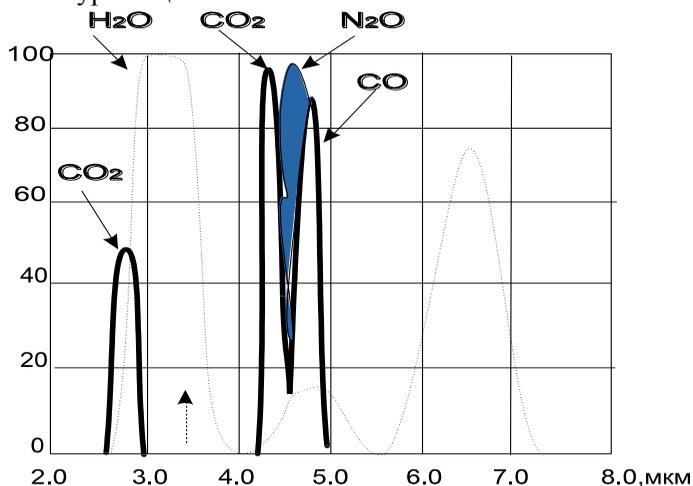


Рисунок 5 – Спектр поглощения излучения дыхательных газов

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 6).

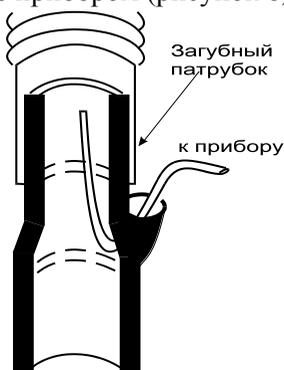


Рисунок 6 – Пробоотборник аспирационного капнометра

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° С) 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.

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 5), что может привести к погрешности измерения содержания CO₂.

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 CO₂.

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. 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 патрубок отсоса газа. Влага, конденсирующаяся в соединительной трубке, стекает на дно стакана, так как патрубок ввода газа направлен вниз. Вязкий компонент конденсата может перекрыть патрубок вывода газа.

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 патрубок стакана ловушки. Затем измерительная ячейка 3 продувается в направлении, обратном рабочему ходу газа струей воздуха поступающего через открытый клапан 11. После ловушки влаги анализируемый газ проходит измерительную ячейку 3 датчика, буфер давления 12, насос 16 и поступает на выходной патрубок прибора.

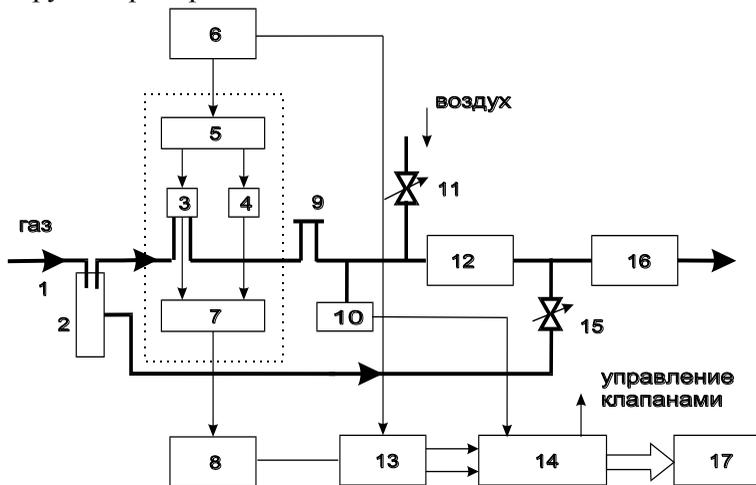


Рисунок 7 – Структурное построение аспирационного капнометра

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 фотопри-

емник 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 CO_2), вторая выбирается в области малого поглощения CO_2 и используется для получения сигнала компенсации, уменьшающего погрешность дрейфа датчика, а также

погрешность, вызванную присутствием в анализируемом газе веществ, поглощающих ИК-излучение, в частности N_2O .

В современной аппаратуре капнометрии осуществляется непрерывное измерение содержания CO_2 и индикация в реальном масштабе времени величины $ETPCO_2$. Градуировка показаний капнометров осуществляется либо в единицах парциального давления CO_2 , 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 PCO_2 от времени. Отображение капнограммы в реальном масштабе времени позволяет оценить параметры фаз дыхания; отображение капнограммы в замедленном темпе дает возможность визуально оценить тренд $ETPCO_2$ на большом отрезке времени, например, на определенном этапе операции.

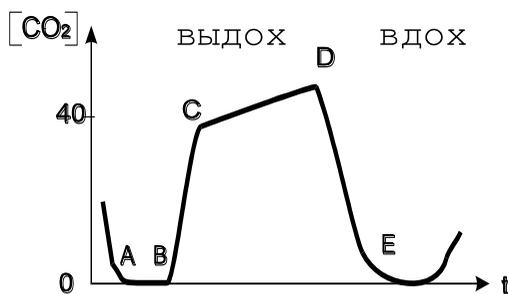


Рисунок 8 – Капнограмма дыхательного цикла.

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

Быстрый спад (D – E)

Вид капнограммы в норме показан на рисунке 8. В начале выдоха (точка B капнограммы) содержание CO_2 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 CO_2 на капнограмме начинает расти. Когда альвеолярный газ заполняет все “мертвое” пространство, рост

концентрации CO_2 замедляется (точка С кривой) и наблюдается так называемое альвеолярное плато (участок С – D). По завершении выдоха и начале притока свежего газа за счет вдоха концентрация CO_2 быстро падает до нуля (участок 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.

1.5. Мониторинг частоты и объема 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.

1.5.1. 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.

На рисунке 9 приведена конструкция простейшего контактного датчика дыхания. На рисунке 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.

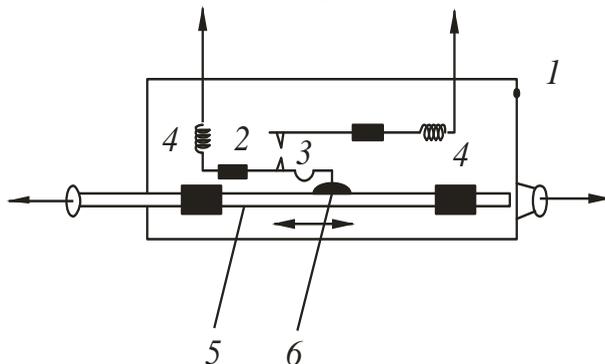


Рисунок 9 – Контактный датчик частоты дыхания

На рисунке 10 показан резистивный (угольный) датчик частоты дыхания: 1 – резиновая трубка, 2 – угольный порошок, 3 – электроды, 4 – отводящие проводники, 5 – скобы крепления.

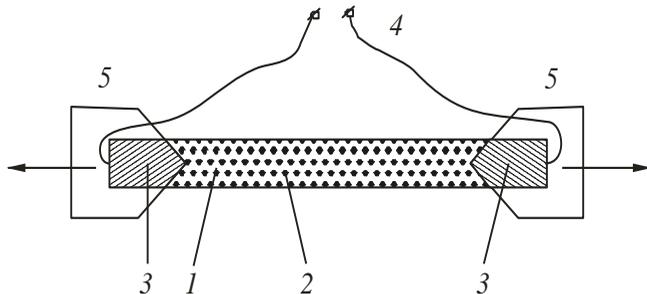


Рисунок 10 – Резистивный датчик частоты дыхания

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 11) 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.

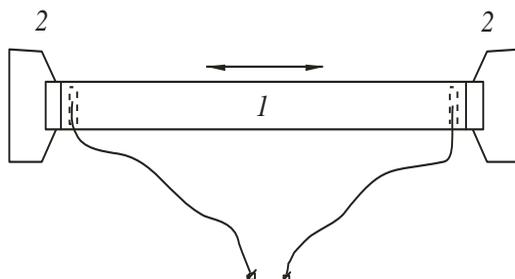


Рисунок 11 – Датчик частоты дыхания из проводящей резины

Пневматический датчик (рисунок 12) частоты дыхания представляет гофрированную резиновую трубку, герметично закрытую с торцов. При растяжении объём 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.

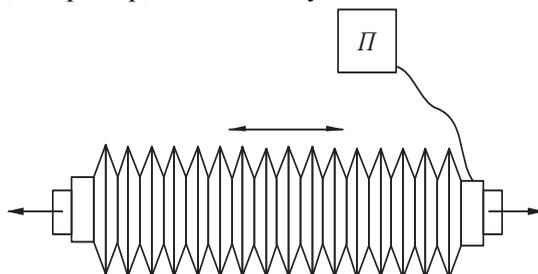


Рисунок 12 – Пневматический датчик частоты дыхания

Датчики частоты дыхания, принцип работы которых основан на фиксации движений грудной клетки, обладают существенным недо-

статком: 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.

1.5.2. 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 – 7⁰С. 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, объем, температура) связана определенной зависимостью с глубиной дыхания, т.е., с объемом 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 объемам 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 дыха-

тельных объёмов с помощью простых по конструкции резистивных, пневматических и термисторных датчиков.

1.5.3. Датчики для измерения объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха

На рисунке 13 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.

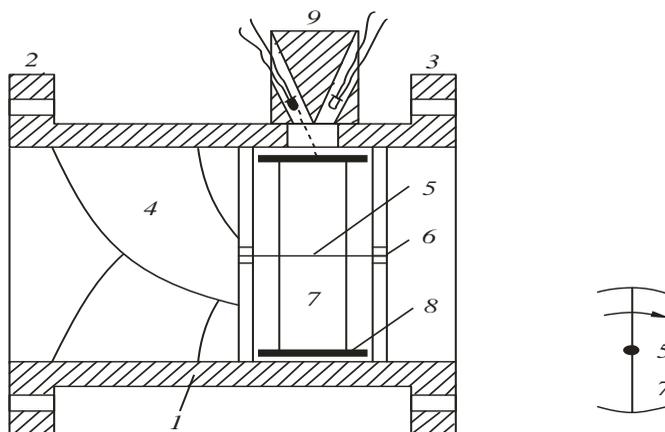


Рисунок 13 – Турбинный датчик

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.

1.5.4. Датчики дыхания на основе электроимпедансного метода

Известно, что изменение фазы дыхания человека (вдох или выдох) приводит к небольшим изменениям в значении электрического сопротивления грудной клетки [19, 20]. Регистрируя эти изменения, например, с помощью методов импульсной импедансометрии, можно определить основные показатели респираторной системы и получить кривую дыхания, анализ амплитудно-временных параметров которой позволит получить информацию как о частоте дыхания, так и об относительном изменении глубины дыхания.

Биоэлектрический импеданс представляет собой полное комплексное сопротивление биологических тканей переменному электрическому току и имеет две компоненты: характеристики активного и реактивного сопротивлений. Современные теоретические представления о формировании биоэлектрического импеданса указывают на значение локального изменения поперечного размера проводников электрического тока. Практическое использование методов регистрации изменений биоэлектрического импеданса грудной клетки с целью оценки функции внешнего дыхания основана на предположении о влиянии локальных изменений просвета дыхательных путей и легочных сосудов на изучаемые характеристики.

Необходимо отметить, что помимо параметров дыхания на изменение величины поверхностно измеряемого электрического импеданса биологической ткани относительно небольшое влияние оказывают артериальные пульсации крови, вызванные импульсным характером артериального кровообращения человека. Однако, различия в спектральных характеристиках между сигналами артериальной пульсацией крови и дыхательными кривыми позволяют относительно просто и эффективно детектировать сигнал дыхания.

Данный метод регистрации параметров внешнего дыхания, в силу возможности относительно простой реализации в виде поверхностного наложения компактных электродов на грудную клетку человека, представляется наиболее пригодным для применения в системах длительного мониторинга респираторной системы в условиях свободного поведения пациента.

2. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Основные подходы к мониторингу функции внешнего дыхания.
2. Диагностические показатели газообмена и основные принципы их измерения.
3. Спектрофотометрическая оксиметрия.
4. Мониторинг напряжения кислорода в крови.
5. Методика капнометрии.
6. Структурное построение аспирационного капнометра.
7. Капнограмма и ее диагностическое значение.
8. Мониторинг частоты дыхания.
9. Мониторинг объема вдыхаемого и выдыхаемого воздуха.

3. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

1. Разработать эскиз принципиальной схемы прибора для измерения частоты дыхания. Принцип действия прибора – регистрация движения грудной клетки человека. Произвести расчёт элементов, обосновать выбор элементной базы.
2. Разработать эскиз принципиальной схемы прибора для измерения частоты дыхания. Принцип действия прибора – регистрация изменений температуры потока вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Произвести расчёт элементов, обосновать выбор элементной базы.
3. Разработать эскиз принципиальной схемы входных измерительных цепей аспирационного капнометра. Произвести расчёт элементов, обосновать выбор элементной базы.
4. Разработать структурную схему монитора напряжения кислорода в крови.

5. Разработать структурную схему респираторного монитора на основе метода электроимпедансометрии.
6. Разработать эскиз принципиальной схемы входных каскадов прибора для измерения частоты дыхания на основе электроимпедансного метода. Произвести расчёт элементов, обосновать выбор элементной базы.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999 – 160 с.
2. Федотов, А.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: Радио и связь, 2013. – 250 с.
3. Корневский, Н.А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 688 с.

Учебное издание

ДАТЧИКИ И СИСТЕМЫ РЕСПИРАТОРНОГО МОНИТОРИНГА

Методические указания

Составители: Федотов Александр Александрович

Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева
443086, Самара, Московское шоссе, 34