Курсовая работа

по предмету: Медицинская электроника

Исследование функции внешнего дыхания

Введение

«Внешнее дыхание» - это собирательный термин, описывающий процессы движения воздуха по дыхательным путям, распределения его в легких и переноса газов из воздуха в кровь и обратно. Исследование функции внешнего дыхания предполагает проведение исследований, результаты которых дают представление о различных аспектах работы легких.

Функциональное исследование легких является важной частью клинической медицины и выполняет ряд задач по диагностики заболеваний легких и оценке их тяжести, оценке эффективности терапии различных легочных расстройств, представлении о течении болезни из последовательных тестов. Причины нарушения легочной вентиляции многообразны. Чаще всего - это заболевания, поражающие бронхиальное дерево и легочную ткань.

Одним из основных видов диагностики является спирометрия. Данная диагностика основывается на измерении параметров воздушного потока в процессе дыхания. Данные спирометрических исследований при нарушении внешнего дыхания позволяют сузить диагностический поиск и сократить путь к правильному диагнозу. У пациентов с хроническими бронхолегочными заболеваниями спирометрическая оценка степени вентиляционных нарушений может служить хорошим инструментом для определения тяжести течения и эффективности лечебных программ.

Существует множество методов, реализующих измерение потока жидкости или газа, которые можно разделить на несколько групп: тепловые, механические, гидродинамические (аэродинамические), электромагнитные, ультразвуковые. Условия для выбора метода измерения потока необходимо определить с учетом основных условий и требований, которые зависят от методики диагностики.

Целью курсовой работы является изучение общих принципов исследования функционального состояния респираторной системы человека с рассмотрением основных этапов развития современной методики, а также разработка модуля для исследования внешнего дыхания.

1. Общие сведения о физиологии внешнего дыхания

Дыхание - совокупность процессов, обеспечивающих потребление организмом кислорода и выделение двуокиси углерода.

Поступление кислорода из атмосферы к клеткам необходимо для биологического окисления органических веществ, в результате которого освобождается энергия, нужная для жизни организма. В процессе биологического окисления образуется двуокись углерода, подлежащая удалению из организма. Прекращение дыхания ведет к гибели клеток. Кроме того, дыхание участвует в поддержании постоянства реакции жидкостей и тканей внутренней среды организма, а также температуры тела.

Дыхание человека включает внешнее (легочное) дыхание, транспорт газов кровью и газообмен в тканях (тканевое, или внутреннее дыхание). [1]

Внешнее дыхание, в свою очередь, состоит из трех этапов: вентиляции легких - обмена воздуха между окружающей средой и альвеолами, диффузии газов через альвеолярно-капиллярную мембрану и перфузии крови в легочных капиллярах. [3]

Для диагностических исследований дыхательной системы, называемых легочными функциональными тестами, используется аппаратура двух различных типов. Приборы первого типа применяются для исследования механики дыхания и определения физических характеристик легких, приборы второго типа - для измерения диффузии газов в легких, распределения кислорода по клеткам тела и отведения углекислого газа.

Из-за сложности соответствующей аппаратуры диффузионная способность легких и особенности гемодинамики определяются редко, тогда как вентиляционная функция легких доступна для исследования широко распространенными приборами и методами. [3] Ее в первую очередь характеризуют статические, динамические и производные легочные объемы и скоростные показатели дыхания.

Вентиляция легких (смены воздуха) осуществляется в результате периодических изменений объема грудной полости. Увеличение объема грудной полости обеспечивает вдох (инспирацию), уменьшение- выдох (экспирацию). Фазы вдоха и следующего за ним выдоха составляют дыхательный цикл. Во время вдоха атмосферный воздух через воздухоносные пути поступает в легкие, при выдохе часть воздуха покидает их. Изменение объема грудной полости совершается за счет сокращений дыхательных инспираторных и экспираторных мышц. Вдох, как правило, является результатом сокращения инспираторных мышц. При спокойном дыхании выдох осуществляется пассивно, за счет эластической энергии, накопленной во время предшествующего вдоха. При глубоком выдохе сокращаются экспираторные мышцы. Такой выдох называется активным. [1]

Основные величины, измеряемые при исследовании функции внешнего дыхания

Механические характеристики дыхания описывают способность человека втягивать в легкие воздух из атмосферы и выбрасывать из легких использованный воздух. [2]

В число основных легочных исследований входят тесты, рассчитанные на определение легочных объемов.

Параметры, зависящие от физических характеристик человека и состояния его дыхательной системы (рис. 1):

Дыхательный объем (ДО), или нормальная глубина дыхания, - объем газа, вдыхаемого или выдыхаемого при каждом нормальном, спокойном дыхательном цикле.

Резервный объем вдоха (РОВ) - максимальный объем воздуха, который можно вдохнуть с максимальным усилием после конечного нормального уровня вдоха (уровня, который достигается в конце нормального, спокойного вдоха).

Резервный объем выдоха (РОВыд) - максимальный объем воздуха, который можно выдохнуть после достижения нормального конечного уровня выдоха (уровня, который достигается в конце нормального, спокойного выдоха) с максимальным усилием.

Остаточный объем (ОО) - объем газа, оставшийся в легких после максимального выдоха.

Жизненная емкость легких (ЖЕЛ) - максимальный объем газа, который может быть выдохнут из легких с максимальными усилиями после максимального вдоха. ЖЕЛ является разностью между уровнем максимального вдоха и остаточным объемом.

Емкость вдоха (ЕВ) - максимальный объем газа, который можно вдохнуть после достижения конечного уровня выдоха. ЕВ представляет собой сумму дыхательного объема и резервного объема вдоха.

Общая емкость легких (ОЕЛ) - количество газа, содержащееся в легких в конце максимального вдоха. Является суммой жизненной емкости и остаточного объема.

Функциональная остаточная емкость (ФОЕ) - объем газа, остающийся в легких после обычного спокойного выдоха. ФОЕ представляет собой сумму остаточного и резервного объемов выдоха.

Кроме того, при исследовании механизма дыхания используются и другие величины, такие как минутный дыхательный объем, характеризующий общие возможности дыхательного аппарата. Он определяет количество воздуха, вдыхаемого в течение 1 мин в спокойном состоянии. Его можно вычислить, умножив дыхательный объем на число циклов дыхания в минуту. [1] [2]

Для оценки мышечной мощности, проявляющейся в процессе дыхания, и сопротивления воздушных путей используются несколько форсированных испытаний системы дыхания:

Форсированная жизненная емкость (ФЖЕ) - результат измерения жизненной емкости, проведенного с максимально возможной скоростью. По определению ФЖЕ - общее количество воздуха, которое можно при максимальном усилии выдохнуть с максимальной скоростью после максимально возможного вдоха.

Рис. 1. Легочные объемы и емкости

Величина, характеризующая максимальное количество газа, которое можно выдохнуть за данное время (в секундах), называется объемом форсированного выдоха (ОФВ).

Важным измеряемым параметром является максимальная скорость выдыхаемого потока, которая представляет собой скорость потока во время выдоха первого литра газа после того, как будет выдохнуто 200 мл в начале объема форсированного выдоха. Современные приборы измеряют только скорость потока и интегрируют время для определения объема выдыхаемого воздуха. [2]

Максимальная емкость дыхания (МЕД) или максимальная объемная вентиляция (МОВ) - измеряемый параметр, позволяющий оценить дыхательный механизм в целом. Он определяется максимальным количеством воздуха, которое можно вдохнуть и выдохнуть за определенный интервал времени. [2]

2. Методика исследования функции внешнего дыхания

Спирометрия, спирография и пневмотахометрия - наиболее часто применяемые методы исследования вентиляционной функции легких. [3]

Спирометрия - инструментальный метод измерения легочных объемов, спирография - графическая регистрация их изменения во времени. Метод основан на оценке параметров выдыхаемого воздуха, позволяющих быстро и объективно оценить здоровье легких и бронхов.

Для измерения дыхательных объемов чаще всего используется лабораторный прибор, называемый регистрирующим спирометром. С его помощью можно измерить все объемы и емкости легких, которые могут быть определены путем измерения количества выдыхаемого газа при заданном наборе условий или в течение определенного интервала времени. [2]

Обычно на выходе спирометра получают спирограмму (рис. 2) - запись, которая читается справа налево. Кроме спирограммы существуют и другие виды выходных сигналов, в том числе и цифровой отсчет.

Рис. 2. Спирограмма

Исследование проводится быстро и безболезненно. На нос пациента одевается клипса-зажим, а в ротовую полость вставляется спирометр со специальным загубником, от которого идет дыхательная трубка к анализатору. Исследуемому предлагается сделать максимально глубокий вдох для полного заполнения объема легких с последующим быстрым выдохом. После этого в момент, указанный специалистом, необходимо будет несколько раз сделать глубокий форсированный вдох и выдох. [3]

История развития метода

До появления цифровой техники долгое время были широко распространены механические спирометры, чаще всего водяные. [5] В них выдыхаемый воздух попадал в цилиндр, помещенный в сосуд с водой (рис. 3).

Рис.3. Схема водяного спирометра (а) и его сигналы (б и в): 1-входная линия; 2-вода; 3-цилиндрическая емкость с двойной стенкой; 4-нить; 5,6-ролики; 7-преобразователи угловых перемещений ролика; 6,8-самопишущий вольтметр или цифровое устройство обработки и отображения информации; 9-барабан с диаграммной бумагой; 10-зажим; 11-узел клапанов; 12,14-клапаны; 13-фильтр; 15-чернильница с пером; 16-противовес; 17-колокол; 18-выходная линия

Результаты исследований на собственно разработанном водном спирометре хирург Джон Хатчисон опубликовал в еще 1846 году. Он изобрел градуированный колокол, перевернутый в воду, в котором было отверстие для выдыхания воздуха (рис. 4). Хатчинсон исследовал жизненно важные параметры дыхания у более чем 4000 человек. Он показал линейную (прямую) зависимость жизненной емкости легких от роста и обратную связь между ЖЕЛ и возрастом. Также Хатчисон доказал, что ЖЕЛ обследуемых им групп людей не связана с весом ни на какой заданной высоте.

Рис. 4. Спирометр Хатчисона

А. Салтер в 1866 году добавил к спирометру кимограф, то есть прибор, графически регистрирующий физиологические процессы, что позволяло производить более быструю оценку полученных данных. При выдохе цилиндр перемещался вверх, и соединенное с ним записывающее устройство оставляло на движущейся бумаге график зависимости объема от времени. Т.Г. Броди в 1902 году был первым, кто разработал сухой спирометр с преобразователем воздушного потока (dry bellow wedge); его предшественником был А. Флейш, спирометр которого использовался до последнего времени, то есть до внедрения автоматических спирографов.Тисо в 1904 году ввел закрытую циркулирующую модель спирометра. Как следствие, в течение многих лет использовали спирометры довольно простой системы, то есть измеряющие объем легких с использованием закрытого контура, в котором дыхание осуществляется в замкнутом объеме. [6] Изменение объема легких регистрировали по изменению объема цилиндра, соединенного с откалиброванным вращающимся барабаном. Обследование на таких приборах было трудоёмким и требовало ручного расчёта параметров. [2]

. Современные приборы

В настоящее время используются цифровые приборы - сухие портативные спирометры, которые состоят из датчика потока воздуха и электронного устройства, которое преобразует показания датчика в цифровую форму и производит необходимые вычисления (рис. 5). Выпускается множество компьютерных спирометров, в которых все расчёты и анализ информации выполняется персональным компьютером.

Рис. 5. Cпирометр автоматизированный многофункциональный МАС-1

Таким образом, прибор позволяет записать результаты, аналогичные тем, которые получают на обычных спирометрах, и обеспечивает числовой отсчет измеряемых параметров, а также визуализацию результатов теста на экране самого устройства (рис. 6) либо персонального компьютера.

Рис. 6. Прибор для определения сопротивления дыхательных путей MicroRint

В современных спирометрах применяются преобразователи воздушного потока различных типов. Методы, реализующие измерение потока газа, можно разделить на несколько групп: тепловые, механические, аэродинамические, ультразвуковые.

Основные требования к методу измерения: измерение слабых потоков воздуха; преобразование измеряемой величины в электрический сигнал; минимальное сопротивление потоку; точность измерения скорости потока; износостойкость измерительной части датчика; возможность санитарной обработки.

Механические измерители потока работают на принципе физического воздействия газа на измерительный элемент, - например на крыльчатку турбины, лопасть или элемент, тормозящий поток.

Ультразвуковые датчики потока основываются на движении акустических волн в среде.

Измерители потока на основе тепловых явлений работают на принципе пропорциональности тепла, переносимого веществом от одной точки к другой, то есть на использовании процессов теплообмена между потоком жидкости или газа и нагреваемым телом, находящимся в контакте с этим потоком. В медицинской практике в основном применяют одну разновидность тепловых датчиков - термоанемометрические.

Основным элементом всех современных спирографических компьютерных систем является пневмотахографический датчик, регистрирующий объемную скорость потока воздуха. Датчик представляет собой широкую трубку, через которую пациент свободно дышит. При этом в результате небольшого, заранее известного, аэродинамического сопротивления трубки между ее началом и концом создается определенная разность давлений, которая прямо пропорциональна объемной скорости потока воздуха. Эта разница улавливается дифференциальным преобразователем давления. Так удается зарегистрировать изменения объемной скорости потока воздуха во время вдоха и выдоха - пневмотахограмму. К аэродинамическим датчикам относятся: трубка Пито, преобразователь с диафрагмой, трубка Вентури, трубка Флейша, трубка Лилли (рис. 7).

Рис. 7. Схема устройства аэродинамического датчика

С помощью пневмотахографического датчика регистрируется кривая объемной скорости потока воздуха. Автоматическое интегрирование этой кривой дает возможность получить кривую дыхательных объемов. Автоматическое интегрирование этого сигнала позволяет получить также традиционные спирографические показатели - значения объема легких в литрах. Таким образом, в каждый момент времени в запоминающее устройство компьютера одновременно поступает информация об объемной скорости потока воздуха и об объеме легких в данный момент времени. Это дает возможность построения на экране монитора (дисплея) кривой «поток-объем» (рис. 8.).

Рис. 8. Кривая «поток-объем»

Хотя сама по себе петля «поток-объем» содержит в основном ту же информацию, что и простая спирограмма, наглядность отношения между объемной скоростью потока воздуха и объемом легкого позволяет более подробно изучить функциональные характеристики воздухоносных путей.

Для регистрации разности давлений перед резистивным элементом и после него используют преобразователи дифференциального давления, преобразующие разность давлений в электрический сигнал. В датчиках данного типа давление подается на обе стороны измерительной мембраны, а выходной сигнал зависит от разности давлений.

Измерительная мембрана создает динамический напор. Через вертикальный столб вещества в трубопроводах перепада давления он передается на измерительную ячейку датчика перепада давления. Измерительный преобразователь преобразует сигнал дифференциального давления в соответствии с корневой характеристикой в пропорциональный расходу ток или цифровой сигнал.

. Постановка технической задачи

Регистрация объемной скорости воздушного потока при дыхании не только позволяет в ходе дальнейшей обработки полученных данных определить остальные клинически значимые параметры внешнего дыхания, но и является простым в реализации методом диагностики. В связи с этим, для разработки и количественной оценки технических характеристик модуля для исследования функции внешнего дыхания был выбран метод оценки скорости выдыхаемого воздуха. Параметр определяется путем регистрации перепада давлений при прохождении воздушного потока через резистивный элемент в пневмотахографе (трубка Флейша). Разница давлений (дифференциальное давление) фиксируется преобразователем дифференциального давления, обращающим физико-механический показатель в электрический сигнал, который впоследствии регистрируется и обрабатывается электронным вычислительным устройством (рис. 9).

Так как для проведения исследования требуется малое сопротивление воздуху резистивного элемента аэродинамического датчика, разность давлений на входе и на выходе трубки при дыхательных маневрах не превышает 200 Па. [4] Для регистрации такой разности давлений необходимо использовать датчик с высоким уровнем чувствительности, способный измерять разность давлений от 0 до 200 Па.

Рис. 9. Последовательность определения объемной скорости воздушного потока при помощи датчика давления

В качестве преобразователя дифференциального давления был выбран кремниевый датчик ультранизкого давления DUXL01D производства фирмы Honeywell International, Inc. (США). Принцип работы датчика основан на пьезорезистивном методе измерения. Для этого метода используются интегральные чувствительные элементы на основе монокристаллического кремния.

Рис. 10. Преобразователь дифференциального давления: а) внешний вид; б) внутреннее строение

Кремниевый интегральный преобразователь давления представляет собой мембрану из монокристаллического кремния с диффузионными пьезорезисторами, подключенными в мост Уинстона (рис. 11). Чувствительным элементом служит кристалл, установленный на диэлектрическое основание с использованием легкоплавкого стекла или методом анодного сращивания. С помощью данного преобразователя возможно измерять разность давлений до 250Па, причем точность таких измерений составляет 0.1% от амплитуды. [4]

Рис. 11. Установочные размеры (мм), эквивалентная схема преобразователя дифференциального давления

Таблица 1. Технические характеристики прибора DUXL01D

|  |  |
| --- | --- |
| Питание | U=8..12 В |
| Рабочий диапазон температур | t°=-25..85 °C |
| Допустимая относительная влажность воздуха | φ=0..95% |
| Начальное сопротивление элементов | R=5 кΩ |
| Чувствительность прибора |
| Перепад давления, Па | Электрический сигнал, мВ |
| 0-10 | 6±2 |
| 0-50 | 22.5±7.5 |
| 0-100 | 30±15 |
| 0-200 | 30±15 |

Так как выходное напряжение датчика при максимальной разности давлений 200 Па составляет 30мВ, для увеличения уровня сигнала до нескольких вольт необходимо подключение операционного усилителя. Для решения этой задачи был выбран высокоточный операционный усилитель напряжения AD620 (Рис. 12) производства фирмы Analog Devices, Inc. (США).

Рис.12. Контакты инструментального усилителя AD620

Данный инструментальный усилитель построен на трех операционных усилителях OP07D, составляющих стандартную конфигурацию для усилителей такого типа, представляющую собой два каскада - входной и выходной. Подобная схема в интегральном исполнении предусматривает два отдельных вывода для подключения резистора Rg, величина сопротивления которого и определяет коэффициент усиления:

Рис.13. Устройство инструментального усилителя AD620

Таким образом, для реализации установки был выбран преобразователь дифференциального давления DUXL01D и инструментальный усилитель AD620.

Рис.14. Принципиальная схема устройства модуля для определения скорости воздушного потока

Предложенная схема модуля для измерения дифференциального давления была воспроизведена в программе Multisim с целью определения характеристик мостового датчика давления и инструментального усилителя (рис. 15).

Так как преобразователь дифференциального давления требует использование источника постоянного напряжения номиналом 8..12 В (см. табл. 1), а использование приборов для исследования дыхательной функции в медицинской практике подразумевает его портативность, в качестве общего источника питания для датчика давления и инструментального усилителя взяли два гальванических элемента с ЭДС 5 В (на схеме: V3 и V4).

Для симуляции поведения пьезорезистора, задействованного в датчике в качестве элемента, чувствительного к перепадам давления, представим один из четырех компонентов датчика как последовательно соединенный резистор и реохорд сходный по диапазону сопротивлений с чувствительным элементом прибора (на схеме: R4 и R5 соответственно). Остальные ветви моста изобразим как резисторы постоянного сопротивления номиналом 5 кΩ (на схеме: R1-R3), и рассчитаем для такой мостовой схемы максимальное сопротивление реохорда Rmax.

Рис. 15. Схема исследуемого модуля, собранная в программе Multisim

Известно, что подача давления на чувствительный элемент датчика вызывает изменение его удельной проводимости и, как следствие, генерацию напряжения. Максимальное напряжение, генерируемое исследуемым датчиком, достигается при давлении воздушного потока равном 200 Па и составляет 30 мВ.

Рис. 16 Схема для расчета мостовой схемы

Выходной сигнал датчика в случае максимального давления:

Решим уравнение :

Так как точное значение Rmax немного превышает 60 (60.4), возьмем реохорд, сопротивление которого изменяется в пределах 0..70 .

Положим, что коэффициент усиления для выходного сигнала должен изменяться от 50 до 100. Тогда максимальный сигнал, подаваемый на АЦП, будет изменяться в пределах от 1,5 до 3 В. Для реализации заданного значения рассчитаем при помощи формулы (1) сопротивление резистора, подключаемого к усилителю:

Таким образом, для изменения коэффициента усиления в пределах от 50 до 100, сопротивление подключаемого резистора должно изменяться в пределах от 1000 Ω до 499 Ω соответственно. Для этого подключим последовательно резистор с сопротивлением 599 Ω и реостат, сопротивление которого изменяется от 0 до 501 Ω (на схеме: R6 и R7 соответственно).

Помимо реализации электрической схемы исследуемого модуля, в пакете Multisim была проведена симуляция работы устройства. Чтобы проверить чувствительность выходного напряжения к изменению сопротивления одной из ветвей моста, а также соответствие подобранного диапазона сопротивлений нагрузки инструментального усилителя поставленной задаче, выходные сигналы от мостового датчика и усилителя подавались на осциллограф. На рис.17 представлены сигнал от преобразователя дифференциального давления и усиленный сигнал при изменении сопротивления реохорда от 0 до 70 Ω. Изменение сопротивления реохорда в мостовом датчике производилось вручную непосредственно во время симуляции.

Рис. 17. Показания осциллографа при симуляции работы цепи

Как видно из рисунка, при увеличении сопротивления реохорда наблюдается увеличение напряжения на выходе моста, а усиленный сигнал в точности повторяет форму выходного сигнала датчика.

Вывод

В курсовой работе был рассмотрен общий принцип современной методики исследования внешнего дыхания, а также в качестве примера был выбран метод определения скорости объемного потока выдыхаемого воздуха как интегрального показателя функционального состояния респираторной системы человека при помощи преобразователя дифференциального давления помещенного внутри пневмотахометра. На основе конкретной модели датчика дифференциального давления (DUXL01D), включающего пьезорезистивные элементы, чувствительные к изменению давления, был предложен модуль для исследования функции внешнего дыхания. Соответствующая принципиальная схема была воспроизведена в программе Multisim. Поскольку выходной сигнал датчика не превышает 30 мВ, для получения конечных результатов необходимо использовать операционный усилитель напряжения. В рассмотренной схеме был использован инструментальный усилитель AD620. Симуляция работы цепи в программе Multisim показала, что изменение сопротивления на пьезорезистивном датчике приводит к генерации напряжения. Форму сигнала преобразователя давления в точности повторяет выходной сигнал усилителя.

респираторный дыхание медицинский

Используемая литература

1. "Физиология нормальная" под ред. Г.И. Косицкого., Москва, 1985

. Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения. Л. Кромвелл, М. Ардитти, Ф.Дж. Вейбелл, Э.А. Пфайфер, Б. Стил, Дж. Лэйбок. Перевод с английского М.К. Размахнина, под редакцией Р.И. Утямышева. (Москва: Издательство «Радио и связь», 1981)

. Спирография для профессионалов. Методика и техника исследования функции внешнего дыхания. Старшов А.М., Смирнов И.В. (2003)

. Анализ, разработка и исследование оптимального метода измерения скорости воздушного потока в процессе дыхания. А.В. Моисеев, А.В. Соколенко, В.Ф. Ульянычева, канд. физ.-мат. Наук (Амурский государственный университет, Благовещенск)

. Электронные устройства в медицинских приборах. Агаханян Т.М., Никитаев В.Г. Учебное пособие. - 2-е изд., испр. и доп. - М.: НИЯУ МИФИ, 2010

. Очерк по эволюции спирометрии, Э.М. Ходош.