

На правах рукописи

Саламонова Ирина Сергеевна

**АВТОМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ СПИРОГРАММ
ПРИ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ**

Специальность:

05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Санкт-Петербург – 2014

Работа выполнена на кафедре биотехнических систем Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И.Ульянова (Ленина)»

Научный руководитель:

доктор технических наук, заслуженный работник высшей школы РФ Немирко Анатолий Павлович, профессор кафедры биотехнических систем.

Официальные оппоненты:

доктор технических наук Гельман Виктор Яковлевич, профессор кафедры Медицинской информатики и физики Государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования "Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И.Мечникова" Министерства здравоохранения Российской Федерации (ГБОУ ВПО СЗГМУ им. И.И.Мечникова Минздрава России);

кандидат технических наук Краснова Анастасия Ивановна, доцент кафедры Медицинской радиоэлектроники Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения» (ГУАП).

Ведущая организация:

Закрытое акционерное общество «МИКАРД-ЛАНА»

Защита диссертации состоится “ _____ ” _____ 2014 г. в _____ часов на заседании диссертационного совета Д 212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Профессора Попова, д.5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке СПбГЭТУ «ЛЭТИ» и на сайте www.eltech.ru.

Автореферат разослан “ _____ ” _____ 2014 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета Д212.238.09



Е.В. Садыкова

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы и степень её разработанности. Аппараты искусственной вентиляции лёгких (ИВЛ), которыми оснащены все отделения реанимации и интенсивной терапии, наряду с кардиомониторами являются основными жизнеобеспечивающими приборами. Основная функция аппаратов ИВЛ заключается в снабжении лёгких пациента необходимой для дыхания газовой смесью и выводе из них углекислого газа и других компонентов воздушной смеси. Аппарат ИВЛ необходим для сохранения жизни пациентам в тех случаях, когда они не способны дышать самостоятельно. Кроме этого в современных аппаратах необходимо наличие диагностических функций, позволяющих на ранних стадиях обнаруживать развитие состояний, угрожающих жизни пациента. К таким опасным состояниям можно отнести, например, отек лёгких, обструктивные нарушения в бронхолегочной системе пациента.

Особенно важно проводить раннюю диагностику патологий органов дыхания в ходе непрерывного контроля за состоянием пациента при ИВЛ, в отделении реанимации или в операционной. Такая диагностика основана на автоматическом анализе основных параметров внешнего дыхания, а также обнаружении существенных отклонений в заданных режимах ИВЛ. Такой анализ осуществляется по спирографическим кривым, включающим как скалярные (одномерные) функции (изменение давления, потока и объёма во времени), так и двумерные функции, представленные в виде петель «объём-давление» и «поток-объём».

В настоящее время наибольших успехов в области автоматизации диагностики состояния системы дыхания достигли: ООО «Тритон-ЭлектроникС» (Россия), компания Philips (Нидерланды), компания Carefusion (США), компания Hamilton medical (Швейцария) и др. В России научные разработки в области диагностики состояния системы дыхания ведутся К.М. Лебединским, В.А. Мазурок и др.

Современное состояние систем ИВЛ и их диагностических возможностей требует создание новых более совершенных методов и алгоритмов непрерывного контроля функций внешнего дыхания при ИВЛ по кривым потока, давления, объёма и петлям, в частности, по петлям «объём-давление».

Целью диссертационной работы является разработка методов и алгоритмов автоматического анализа состояния системы дыхания по спирограммам для обеспечения диагностических функций в аппаратах ИВЛ.

Для достижения поставленной цели определены **задачи**:

- разработка модели системы внешнего дыхания при ИВЛ, позволяющей оценивать её текущее состояние;
- разработка метода и алгоритма оценки показателей ИВЛ в реальном масштабе времени;

- разработка метода и алгоритма для анализа состояния системы дыхания по комплексу спирометрических кривых;
- разработка метода и алгоритма для анализа формы петель, для вычисления параметров петель;
- экспериментальная апробация предложенных методов.

Объектом исследования являются методы автоматического анализа состояния системы дыхания по спирограммам при ИВЛ.

Предметом исследования является алгоритмы вычисления и оценки параметров внешнего дыхания.

Методология и методы исследования. Исследование базируется на методах математического моделирования, компьютерной обработки изображений, теории управления.

Новые научные результаты.

Автором получены следующие научные результаты:

1. электрическая модель системы внешнего дыхания при ИВЛ, использующая в основе двухкомпонентную физическую модель и отличающаяся от известных тем, что позволяет оценить текущее состояние системы дыхания по комплексу показателей дыхания (сопротивления дыхательных путей, растяжимости лёгких и постоянной времени);

2. метод и алгоритм вычисления показателей ИВЛ в реальном масштабе времени по спирометрическим кривым, отличающийся от известных тем, что включает в себя сочетание процедур скользящего усреднения циклов дыхания и полиномиальной аппроксимации, позволяющее удалять помехи, связанные с неустойчивостью сигналов, со спонтанным дыханием пациента;

3. метод и алгоритм анализа состояния системы дыхания по комплексу спирометрических кривых, который позволяет анализировать изменение состояния дыхательной системы во времени;

4. метод и алгоритм анализа формы петель и оценки показателей дыхания по петле «объём-давление», который позволяет вычислить значения сопротивления дыхательных путей и растяжимости лёгких и распознавать патологические отклонения в режиме ИВЛ.

Практическую ценность работы составляют:

1. Методики и алгоритмы оценки параметров внешнего дыхания по спирометрическим кривым (поток, давление, объём) и петле «объём-давление».

2. Методика, позволяющая бороться с неустойчивостью сигналов, помехами и наличием спонтанного дыхания у пациента.

3. Результаты экспериментального исследования параметров внешнего дыхания.

4. Программно-алгоритмическое обеспечение.

Научное положение, выносимое на защиту:

Для использования в аппаратах ИВЛ диагностических функций необходимо применить предложенные:

1. метод и алгоритм вычисления показателей ИВЛ в реальном масштабе времени;
2. метод и алгоритм анализа состояния системы дыхания по комплексу спирометрических кривых;
3. метод и алгоритм анализа формы петель и вычисления параметров петель.

Экспериментально доказано, что совокупность методов синхронного усреднения по N -циклам и аппроксимация полиномом лучше всего позволяет бороться с неустойчивостью сигналов, помехами и наличием спонтанного дыхания.

Для анализа состояния системы дыхания по комплексу спирометрических кривых предложено представлять сигналы в виде многомерных кривых и анализировать состояние дыхательной системы по изменению расстояния между контрольной кривой и рассматриваемой.

Как показал анализ корреляционной матрицы для динамического анализа петель «объем-давление» и распознавания патологических отклонений в режиме вентиляции лёгких лучше использовать такие параметры, как угол наклона оси анализируемой петли «объем-давление» или угловое отклонение от оси контрольного дыхательного цикла, величину среднеквадратического отклонения спирограммы, ширину петли, выраженность артефактов.

Внедрение результатов работы. Полученные в диссертационной работе результаты использовались при выполнении НИР по грантам РФФИ: 12-01-00583 «Исследование методов распознавания биомедицинских сигналов для медицинских интеллектуальных приборов и систем» (2012-2014 гг.); 13-01-00540 «Исследование методов принятия решений при распознавании биомедицинских сигналов в функциональном пространстве множества анализируемых параметров» (2013-2015 гг.).

Результаты научных исследований внедрены в виде пакетов прикладных программ в компьютерной системе, разработанной предприятием Санкт-Петербурга ЗАО «Завод «ЭМО» по государственному контракту № 6.522.12.2016 от 10.10.2011 г. (2011-2013) «Разработка аппаратов искусственной вентиляции лёгких с расширенными диагностическими возможностями».

В Роспатенте зарегистрирована программа для ЭВМ «Имитатор спирометрических кривых» ном. гос. рег. 2012616404 от 13 июля 2012 г.

Полученные в ходе исследований результаты внедрены в учебный процесс СПбГЭТУ «ЛЭТИ» по направлениям подготовки специалистов: «Биотехнические и медицинские аппараты и системы», «Биомедицинская техника» и «Биомедицинская инженерия».

Степень достоверности и апробация результатов. Достоверность результатов работы обусловлена достоверностью применяемых методов, математической обработкой полученных результатов. Основные результаты работы докладывались и обсуждались на следующих конференциях и

семинарах: на ежегодных научно-технических конференциях профессорско-преподавательского состава СПбГЭТУ «ЛЭТИ» (2012 – 2014 гг.), научно-технических конференциях НТО РЭС им. А. С. Попова (2012 – 2014 гг.), 16-й всероссийской конференции «Математические методы распознавания образов» (Казань, 2013 г.), 11-ой международной конференции «Распознавание образов и анализ изображений» (РОАИ-11-2013) (Самара, 2013 г.), III международной заочной научно-практической конференции «Актуальные направления фундаментальных и прикладных исследований» (2014), 17-ой международной конференции по мягким вычислениям и измерениям (SCM'2014).

Публикации. По теме диссертации опубликованы 16 научных работ, из них – 6 статей (5 из 6 статей опубликованы в рецензируемых научных журналах и изданиях, определенных ВАК), 9 работ – в трудах международных и российских научно-технических конференций и симпозиумов, 1 работа – методические указания для лабораторных работ.

Структура и объём диссертации. Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы, включающего 63 наименования. Основная часть работы изложена на 133 страницах машинописного текста. Работа содержит 69 рисунков и 14 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Введение содержит обоснование актуальности темы диссертационной работы, формулировку цели и задач исследований, основные положения, выносимые на защиту, и определяет основное содержание работы.

В первой главе диссертации приводится описание основных параметров дыхания, используемых для мониторинга состояния системы дыхания в современных аппаратах ИВЛ. К ним относят давление в дыхательных путях (пиковое давление, давление плато (достигаемое в фазе инспираторной паузы, т.е. в тот момент, когда клапан вдоха уже закрыт, а клапан выдоха не открыт), ПДКВ (положительное давление в конце выдоха)), минутный объём, дыхательный объём (вдох, выдох), концентрацию O_2 на вдохе и CO_2 на выдохе, частоту дыхания в минуту, механику лёгких (сопротивление дыхательных путей и растяжимость лёгких), температуру вдыхаемой смеси. Графический мониторинг заключается в анализе изменяющихся во времени спирометрических кривых (поток, объём, давление), а также в анализе петель «объём-давление», «поток-объём».

Проведенное исследование существующих моделей внешнего дыхания пациента при искусственной вентиляции лёгких выявило модели, которые разработаны для управления процессом дыхания. Не было найдено моделей, используемых для вычисления значений параметров дыхания (сопротивления, растяжимости, постоянной времени). Рассмотрены

достоинства автоматизации процесса анализа состояния системы дыхания при ИВЛ.

Исследование российского рынка аппаратов и систем, обеспечивающих внешнее дыхание при ИВЛ, показало, что большая часть рынка представлена иностранными аппаратами. Российские аппараты в большей части не относятся к аппаратам экспертного класса, т.е. они не позволяют снабжать лёгкие пациента газовой смесью в течение длительного времени (свыше 10 дней), включают в себя самые простые режимы вентиляции лёгких. Необходимо отметить, что производители современных аппаратов ИВЛ заявляют точность оценки параметров $\pm 20\%$, что с одной стороны связано с низкой точностью измерений растяжимости и сопротивления, получаемых спирографами, а с другой – серьёзным риском судебных исков для производителей медицинской техники. Если аппарат будет предлагать пользователю ошибочный вариант интерпретации полученных данных, то врач анестезиолог-реаниматолог, приняв на основании этой интерпретации ошибочное решение, может обвинить в своей ошибке предприятие-изготовитель аппарата.

Таким образом, возникает необходимость в разработке методов и алгоритмов для использования в современных аппаратах ИВЛ, которые обеспечат аппараты дополнительными диагностическими функциями, которые будут отвечать современным требованиям.

Во второй главе исследована двухкомпонентная физическая модель внешнего дыхания пациента при ИВЛ, которая широко используется в литературе по искусственному дыханию. Переходные процессы исследуемой модели можно анализировать с позиций теории управления. Для этого была разработана новая электрическая модель внешнего дыхания, которая позволяет использовать математические методы анализа переходных процессов в электрических цепях для анализа рассматриваемой системы. Основные электрические законы в электрической модели полностью эквиваленты пневматическим законам (см. таблицу 1).

Таблица 1 – Соответствие электрических параметров биомеханическим

| № п/п | Биомеханические параметры | Электрические параметры |
|-------|---------------------------|-----------------------------|
| 1 | P (давление) | U (напряжение) |
| 2 | F (поток) | I (ток) |
| 3 | V (объём) | Q (заряд) |
| 4 | R (сопротивление) | R (сопротивление) |
| 5 | C (растяжимость) | C (ёмкость) |
| 6 | $P = F \cdot R$ | $U = I \cdot R$ (закон Ома) |
| 7 | $V = C \cdot P$ | $Q = C \cdot U$ |
| 8 | $V = \int_0^t F \cdot dt$ | $Q = \int_0^t I \cdot dt$ |

Для анализа методов вычисления параметров внешнего дыхания (сопротивление дыхательных путей, растяжимость лёгких, постоянная времени) были выбраны два режима дыхания наиболее часто используемые при ИВЛ. К ним относятся режим управления вдохом по объёму (поток) и режим управления по давлению. Для каждого режима разработана своя электрическая модель системы внешнего дыхания пациента при ИВЛ, которая позволила обосновать применяемые методы вычисления значений потока, давления, объёма, сопротивления дыхательных путей, растяжимости лёгких на вдохе и выдохе, которые можно встретить в литературе по искусственному дыханию, и выявить методы вычисления параметров внешнего дыхания пациента:

1. метод вычисления сопротивления на участке вдоха;
2. метод вычисления параметров дыхания на участке инспираторной паузы;
3. метод вычисления параметров дыхания для способа управления вдохом по давлению;
4. метод вычисления параметров дыхания по текущим соседним отсчетам.

Для разработки метода и алгоритма вычисления значений параметров дыхания при ИВЛ в режиме реального времени был выбран последний метод, так как он позволяет учесть изменяющееся значение растяжимости в фазе вдоха. Интерес представляют несколько точек в 20, 50 и 80 % от максимального значения объёма вдоха. Вычисление значений сопротивления и растяжимости осуществляется на участках $0 \div 20\%$, $40 \div 60\%$, $80 \div 100\%$ от максимального значений объёма на вдохе циклически с шагом Δk с помощью следующих формул:

$$R_k = \frac{P_{k+\Delta k} - \left(\frac{V_{k+\Delta k}}{V_k}\right) P_{k+\Delta k}}{F_{k+\Delta k} - \left(\frac{V_{k+\Delta k}}{V_k}\right) F_k},$$

$$C_k = \frac{V_k}{P_k - R_k F_k},$$

где k – номер отсчета сигнала, Δk – шаг, P_k , F_k , V_k , C_k , R_k – значения давления, потока, объёма, сопротивления, растяжимости в точке k соответственно, $P_{k+\Delta k}$, $F_{k+\Delta k}$, $V_{k+\Delta k}$ – значения давления, потока, объёма в точке $(k+\Delta k)$ соответственно. На каждом участке вычислялось среднее значение R и C .

Для борьбы с неустойчивостью сигналов, помехами и наличием спонтанного дыхания у пациента в разработанном методе использовано сочетание процедур скользящего усреднения циклов дыхания и полиномиальной аппроксимации. Как показали проведенные эксперименты (см. рисунок 1), сочетание этих процедур лучше справляется с помехами, чем, например, ФНЧ.

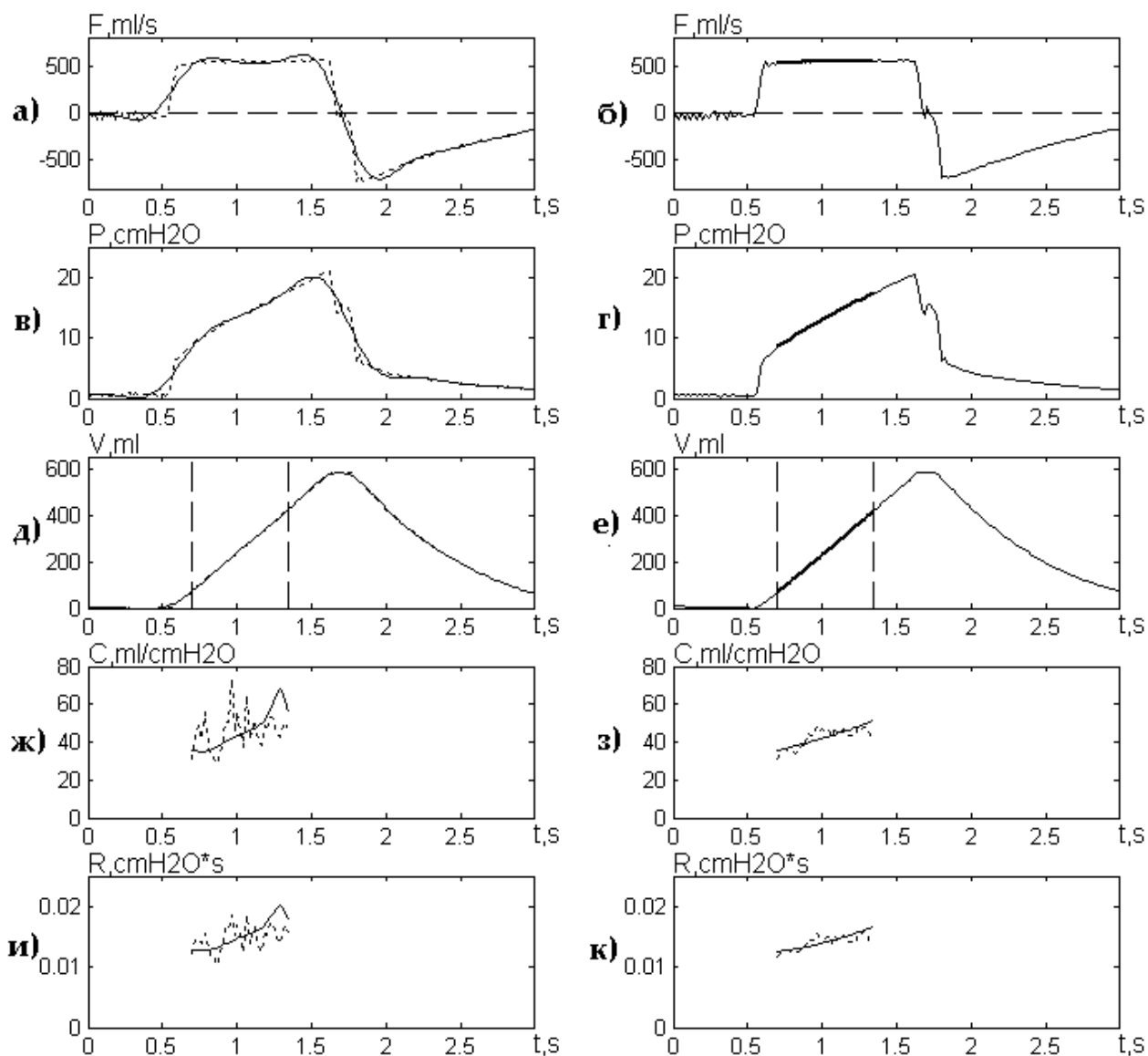


Рисунок 1 – Пример результатов расчёта растяжимости и сопротивления: а), в), д) сигналы потока, давления и объёма, пунктир – исходные сигналы, сплошная линия – сигналы после ФНЧ; б), г), е) сигналы потока, давления и объёма, пунктир – исходные сигналы, сплошная линия – сигналы после процедуры синхронного усреднения; жирной линией показан фрагмент аппроксимации полиномом степени 2; ж), и) рассчитанные значения растяжимости C и сопротивления R , пунктир – по исходным сигналам, сплошная линия – с использованием ФНЧ; з), к) рассчитанные по усреднённому сигналу значения растяжимости и сопротивления, пунктир – по усреднённым сигналам, сплошная линия – с использованием полиномиальной интерполяции.

Для оценки достоверности предложенного метода использовались модельные сигналы с заданными значениями сопротивления, растяжимости, максимального объёма и частотой дыхания в минуту, сгенерированные по общепринятому методу. Проведенные эксперименты показали, что при заданном значении сопротивления равном 5 мл/см вод. ст., ошибка

вычисления значения сопротивления и растяжимости не превышает 14%. При увеличении значения этого параметра, ошибка вычисления значения сопротивления увеличивается. Это обусловлено использованием физических моделей сопротивления. В них в трубку в качестве апертуры используется шайба с определённым диаметром. При увеличении значения сопротивления в трубке возникает турбулентность. Поэтому используемые физические модели применимы только для генерирования небольших значений сопротивления.

Разработанный метод был протестирован при вычислении значений внешнего дыхания на реальных сигналах, полученных в больницах Санкт-Петербурга. Для них известны контрольные значения сопротивления и растяжимости. Ошибка вычисления значений параметров дыхания составила от 2 до 14 %.

Таким образом, с помощью разработанной электрической модели внешнего дыхания удалось разработать метод вычисления параметров дыхания, который был использован в методе вычисления параметров дыхания по спирометрическим кривым (поток, объём, давление).

В третьей главе рассмотрены методы оценки состояния системы дыхания. Первый метод предназначен для анализа её состояния по спирометрическим кривым (поток, давлению и объёму). В результате разработки метода были решены следующие задачи:

- предложен новый параметр, который учитывает изменение состояния дыхательной системы при ИВЛ;
- проведена оценка достоверности определения обструктивных (связанных с необратимым ограничением воздушного потока в дыхательных путях, например, хроническая обструктивная болезнь лёгких (ХОБЛ)) или рестриктивных (связанных с неспособностью лёгких расширяться из-за потери эластичности, слабости дыхательных мышц, например, острый респираторный дистресс-синдром – ОРДС) нарушений дыхательных путей.

Второй метод заключается в анализе состояния дыхательной системы по петле «объём-давление» (рисунок 2). В основе него лежит метод построения сигнатур, при котором представление границы сводится к одномерной функции.

В разработанном методе проводится сравнительный анализ параметров, характеризующих особенности спирографических кривых:

- направление основной оси анализируемой петли «объём-давление» ($tg \alpha$) или угловое отклонение от оси контрольного дыхательного цикла ($\Delta\alpha$);
- величина среднеквадратического отклонения σ спирограммы;
- ширина петли r (или оценка площади петли в фазе выдоха S_3);
- выраженность артефактов *Art*.

Для оценки формы петли вычисляется среднеквадратическое отклонение между элементами функции сигнатуры рассматриваемой отклоненной петли и элементами выборки функции сигнатуры контрольной петли.

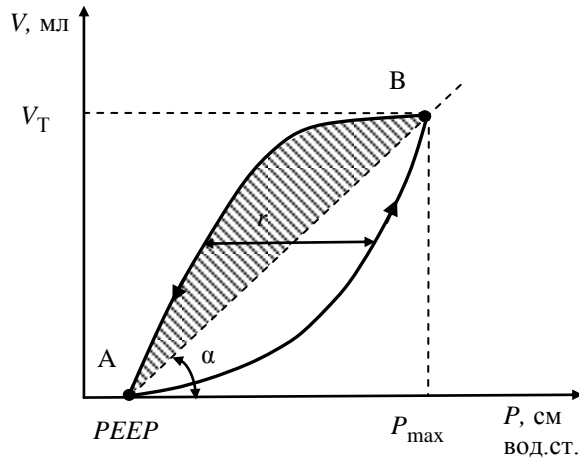


Рисунок 2 – Петля «объём-давление»: точка А – начало вдоха (конец выдоха), точка В – конец вдоха (начало выдоха), V_T – дыхательный объём лёгких, α – угол наклона оси, r – ширина петли.

Наклон оси петли $tg \alpha$ является оценкой динамической растяжимости лёгких $C = tg \alpha$. Для того чтобы определения отклонения растяжимости $\Delta \alpha$ от нормального значения, рассчитывается разность углов наклона рассматриваемой петли β и контрольной α :

$$\Delta \alpha = \alpha - \beta.$$

Примеры результатов оценки формы петли и растяжимости лёгких приведены в таблице 2.

Таблица 2. Примеры результатов оценки формы (среднеквадратическое отклонение петель) и растяжимости лёгких






| Характеристика сравниваемых петель | Сходные по форме петли (изменяется только угол наклона) | | Различные по форме петли (изменяется ширина петель) | | |
|------------------------------------|---|-------|---|-------|-------|
| | | | | | |
| Изображение сравниваемых петель | | | | | |
| Значение СКО | 0.075 | 0.039 | 0.312 | 0.226 | 0.144 |
| Разность углов наклона (d) | - 15 | 20 | 2 | -13 | -17 |

Ширину петли в работе предлагается рассчитывать как сумму значений 1-го и 181-го отсчета функции несмещенной ненормированной сигнатуры петель, нормированных по значениям контрольной петли:

$$R_{\text{оценочное}} = \text{Sig}(1) + \text{Sig}(181),$$

где $\text{Sig}(i)$ – отсчеты функции несмещенной ненормированной сигнатуры. Она вычисляется на уровне центра оси петли, разделяющей саму петлю на экспираторную (на выдохе) и инспираторную (на вдохе) части. Отклонение ширины рассматриваемой петли от контрольной вычисляется как их разность. В таблице 3 приведены результаты проведенных исследований.

Таблица 3. Примеры результатов оценки сопротивления дыхательных путей

| Характеристика сравниваемых петель | Сходные по форме петли (изменяется только угол наклона) | | Различные по форме петли (изменяется ширина петель) | | |
|------------------------------------|---|---|--|---|---|
| Изображение сравниваемых петель |  |  |  |  |  |
| Разность ширины петель | 0.1 | -0.054 | 0.2586 | 0.907 | 1.1118 |
| Разность ширины петель на выдохе | 0.107 | -0.080 | 0.2137 | 0.278 | 0.5221 |
| Разность площади петель на выдохе | 0.076 | -0.078 | 0.256 | 0.4105 | 0.6174 |

Распознавание этих опасных нарушений на ранних стадиях можно провести, используя полученные характеристики. Резкое уменьшение угла наклона α осевой линии петли «объём-давление» свидетельствует об увеличении жесткости лёгких и указывает на развитие возможных осложнений (ОРДС). Резкое изменение величины σ , увеличение значений параметров r и S_3 указывает на ее расширение и свидетельствует о развитии обструкции дыхательных путей.

Для оценки эффективности разработанного алгоритма использовались сигналы, полученные с аппарата ИВЛ. При пороге в 0.12 единиц ошибка выявления изменения сопротивлений составляет 25 процентов из общего количества пар петель. Анализ ошибок показал, что не выявленные изменения сопротивлений приходятся на пары петель, в которых параметр сопротивления был увеличен в 4 раза (5 и 20).

Возникновение ошибок связано с тем, что петли были смоделированы при небольшом потоке нагнетаемой воздушной смеси, что отражается на сопротивлении и петлях «давление-объём», делая их более «узкими». Это, в

свою очередь создает трудности, в оценке сопротивления дыхательных петель с помощью разработанного алгоритма.

Для оценки эффективности методов анализа сопротивления дыхательных путей по петлям «объем-давление» в диссертационной работе используется корреляционный анализ. Для установления факта наличия линейных связей между признаками и измерения степени их зависимости вычисляется ковариационная матрица и находятся коэффициенты корреляции соответствующих пар признаков.

Всего в эксперименте использовалось 15 пар сравниваемых петель. Для

$$A = \begin{array}{c|cccc} & 0 & 1 & 2 & 3 \\ \hline 0 & 15 & 0.068 & 0.065 & 0.056 \\ 1 & 45 & 0.302 & 0.281 & 0.268 \\ 2 & 195 & 1.456 & 1.065 & 1.022 \\ 3 & 15 & 0.065 & 0.092 & 0.097 \\ 4 & 45 & 0.701 & 0.59 & 0.629 \\ 5 & 15 & 0.088 & 0.096 & 0.085 \\ 6 & 45 & 0.346 & 0.315 & 0.303 \\ 7 & 15 & 0.146 & 0.128 & 0.129 \\ 8 & 45 & 0.836 & 0.7 & 0.684 \\ 9 & 15 & 0.114 & 0.135 & 0.128 \\ 10 & 45 & 0.413 & 0.372 & 0.331 \\ 11 & 15 & 0.181 & 0.175 & 0.193 \\ 12 & 15 & 0.084 & 0.1 & 0.09 \\ 13 & 45 & 0.323 & 0.232 & 0.208 \\ 14 & 15 & 0.164 & 0.107 & 0.092 \end{array}$$

них была получена матрица (A), в которой номер строки соответствует номеру сравниваемой пары, а столбец – вычисляемому признаку. Она содержит 15 объектов, у каждого из которых измерялись 4 признака:

– 1-ый столбец (0) – разность сопротивлений модельных сигналов;

– 2-ой столбец (1) – разность общей ширины контрольной и отклоненной петель;

– 3-ий столбец (2) – разность ширины экспираторной части петель;

– 4-ый столбец (3) –

разность площадей экспираторной части петель.

В итоге получена матрица корреляции признаков для сравниваемых пар модельных петель:

$$Kor = \begin{pmatrix} 1 & 0.911 & 0.879 & 0.859 \\ 0.911 & 1 & 0.991 & 0.991 \\ 0.879 & 0.991 & 1 & 0.997 \\ 0.859 & 0.991 & 0.997 & 1 \end{pmatrix}$$

Значения коэффициентов корреляции для каждого из признаков близки к единице, что свидетельствует о строгой прямой связи между ними. Кроме того, первый и второй признак (общая ширина петли и ширина экспираторной части петли) имеют наибольшие коэффициенты корреляции с первым признаком – значением сопротивления модельного сигнала. Следовательно, лучше всего оценивать общее сопротивление (общую ширину петли) или экспираторное сопротивление (ширину петли на выдохе).

Таким образом, разработан комплекс программ автоматического анализа спирограмм. Как показали исследования в клинических условиях, постоянный контроль за формой кривой «объём-давление», ее наклоном и шириной являются важной составляющей респираторной поддержки, особенно у пациентов с развивающейся патологией лёгких.

В четвертой главе описаны вопросы съёма и регистрации реальных данных с аппарата ИВЛ, а также физическая модель, с помощью которой были получены модельные сигналы с заданными параметрами внешнего дыхания (а именно значениями частоты дыхания в минуту, максимального объёма, растяжимости и сопротивления) для проведения экспериментальных исследований. Представлены результаты доказывающие эффективность использования сочетание процедур скользящего усреднения циклов дыхания и полиномиальной аппроксимации.

На основе разработанного алгоритма описания состояния системы дыхания по комплексу спирометрических кривых разработана программа, которая позволяет сравнить два любых выбранных цикла дыхания либо, принять любой цикл за контрольный цикл, сравнивать с ним все последующие. Результаты выполненных экспериментов показали, что:

- диапазон изменения средних значений расстояний между кривыми для сигналов нормы и патологии на вдохе и выдохе составляет $0,02 \pm 0,01$. Исключением является сигнал с патологией дыхания, у которого диапазон изменения средних значений равен $0,0525 \pm 0,0125$, а диапазон изменения максимальных – $0,25 \pm 0,06$.

- для сигналов с рестриктивными нарушениями отмечено средние и максимальные значения на выдохе больше, чем на вдохе от нескольких тысячных до одной десятой.

- в сигналах с обструктивными нарушениями средние и максимальные значения больше на вдохе.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Предложена электрическая модель системы внешнего дыхания при искусственной вентиляции лёгких, анализ которой позволил обосновать методы вычисления основных параметров внешнего дыхания (сопротивления дыхательных путей, растяжимости лёгких и постоянной времени).

2. Разработаны метод и алгоритм вычисления показателей ИВЛ в реальном масштабе времени по спирометрическим кривым (поток, давление, объём). Показана эффективность использования сочетания процедур скользящего усреднения циклов дыхания и полиномиальной аппроксимации для удаления помех, связанных с неустойчивостью сигналов, со спонтанным дыханием пациента.

3. Разработаны метод и алгоритм анализа состояния системы дыхания по комплексу спирометрических кривых, которые позволяют анализировать изменение состояния дыхательной системы во времени.

4. Разработаны метод и алгоритм анализа формы петель и анализа состояния пациента по петле «объём-давление», которые позволяют вычислить значения сопротивления дыхательных путей и растяжимости лёгких и распознавать патологические отклонения в режиме ИВЛ.

5. Экспериментальная апробация предложенных методов подтвердила правильность теоретического анализа построенных моделей и позволила перейти к разработке программно-алгоритмического обеспечения ИВЛ с расширенной дыхательной диагностикой.

Публикации автора в журналах, рекомендованных ВАК

1. Саламонова, И.С. Использование полиномиальной аппроксимации для измерения показателей искусственной вентиляции лёгких [Текст] / А.Н. Калиниченко, А.Н. Немирко, И.С. Саламонова // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2013. - № 11. – С. 71-74.

2. Саламонова, И.С. Автоматический анализ формы спирографических петель при искусственной вентиляции лёгких [Текст] / Л.А. Манило, А.П. Немирко, И.С. Саламонова // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2013. – № 8. – С. 73-78.

3. Саламонова, И.С. Методы измерения спирометрических параметров при искусственной вентиляции лёгких на основе электрической модели внешнего дыхания [Текст] / А.П. Немирко, И.С. Саламонова // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2013. – № 7. – С. 92-98.

4. Саламонова, И.С. Электрическая модель системы внешнего дыхания при искусственной вентиляции лёгких [Текст] / А.П. Немирко, И.С. Саламонова // Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ». – 2012. – № 6. – С. 83-88.

5. Саламонова, И.С. Программный имитатор сигналов ЭЭГ на LabView [Текст] / А.П. Немирко, И.С. Саламонова // Биомедицинская электроника. - 2011. - №5. - С. 41 – 44.

Публикации автора в других изданиях

6. Саламонова, И.С. Автоматический анализ спирометрических кривых при искусственной вентиляции лёгких [Текст] / И.С. Саламонова // Мягкие вычисления и измерения: докл. 17-й междунар. конф., г. Санкт-Петербург, 21-23 мая 2014 г. – Санкт-Петербург, Изд-во СПбГЭТУ, 2014. – С. 182-185.

7. Саламонова, И.С. Алгоритм обработки сигналов и измерение параметров внешнего дыхания при искусственной вентиляции лёгких [Текст] / И.С. Саламонова // 69-я науч.-техн. конф. СПбНТОРЭС, посвященная дню радио, г. Санкт-Петербург, 17-25 апр. 2014 г. – Санкт-Петербург, Изд-во СПбГЭТУ, 2014. - С. 369 – 370.

8. Саламонова, И.С. Автоматический анализ спирограмм при искусственной вентиляции лёгких [Электронный ресурс] / И.С. Саламонова //

Актуальные направления фундаментальных и прикладных исследований: III междунар. заочная науч.-практич. конф.: г. Северный Чарльстон, 2014. – С. 122-124 <http://science-publish.ru/node/2> - 06.06.14

9. Саламонова, И.С. Автоматический анализ формы спирографических петель по их сигнатурам [Текст] / Л.А. Манило, А.П. Немирко, И.С. Саламонова // Математические методы распознавания образов: докл. 16-й всерос. конф., г. Казань, 6-12 окт, 2013 г. – Москва, Торус Пресс, 2013. – С. 82.

10. Salamonova, I. Automatic analysis of spirogram loop shapes by their signatures [Текст] / L. Manilo, A. Nemirko, I. Salamonova // Pattern recognition and image analysis: new information technologies : The 11th International Conferens, Samara, 23-28 sep., 2013 г. – P. 649 – 652

11. Саламонова, И.С. Автоматический анализ формы спирографических петель по их сигнатурам [Электронный ресурс] / Л.А. Манило, А.П. Немирко, И.С. Саламонова // Машинное обучение и анализ данных. – 2013. – Т.1, №6. – С. 82. <http://jmllda.org/papers/doc/2013/JMLDA2013nob.pdf> - 15.09.14.

12. Саламонова, И.С. Измерение параметров дыхания при искусственной вентиляции лёгких [Текст] / А.П. Немирко, И.С. Саламонова // 68-я научно-техническая конференция СПбНТОРЭС, посвященная дню радио, г. Санкт-Петербург, 18-26 апр. 2013 г. – Санкт-Петербург, Изд-во СПбГЭТУ, 2013. - С. 292.

13. Саламонова, И.С. Моделирование спирометрических кривых [Текст] / А.П. Немирко, И.С. Саламонова // 67-я научно-техническая конференция СПбНТОРЭС, посвященная дню радио, г. Санкт-Петербург, 19-27 апр. 2012 г. – Санкт-Петербург, Изд-во СПбГЭТУ, 2012. - С. 292.

14. Саламонова, И.С. VIS-технологии оценки глубины наркоза по ЭЭГ [Текст] / А.П. Немирко, И.С. Саламонова // 66-я науч.-техн. конф. СПбНТОРЭС, посвященная дню радио, г. Санкт-Петербург, 19-29 апр. 2011 г. – Санкт-Петербург, Изд-во СПбГЭТУ, 2011. - С. 368 - 369

15. Саламонова, И.С. Испытательный стенд для проверки анализаторов ЭЭГ [Текст] / И.С. Саламонова // 66-я науч.-техн. конф. СПбНТОРЭС, посвященная дню радио, г. Санкт-Петербург, 19-29 апр. 2011 г. – Санкт-Петербург, Изд-во СПбГЭТУ, 2011. - С. 373 – 374.

Свидетельства, методические указания:

16. Программирование алгоритмов анализа биомедицинских сигналов в среде LabVIEW: Методические указания к лабораторным работам / Сост.: Якушенко Е.С., Саламонова И.С., Калиниченко А.Н., Немирко А.П. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2012, 56 с.

17. Свидетельство об регистрации программы для ЭВМ № 2012616530. Саламонова И.С. «Программный имитатор сигналов ЭЭГ» от 19.07.2012.

18. Свидетельство об регистрации программы для ЭВМ № 2012616404.
Немирко А.П., Саламонова И.С. «Имитатор спирометрических кривых» от
13.07.2012.