

Автоматический анализ формы спирографических петель по их сигнатурам*

Манило Л. А., Немирко А. П., Саламонова И. С.

lmanilo@yandex.ru

СПбГЭТУ «ЛЭТИ»

Рассмотрены методы автоматического анализа спирографических петель в условиях искусственной вентиляции легких. Проведен анализ различных числовых характеристик петель «объем-давление», полученных по сигнатуре двумерных кривых. Показаны возможности применения динамического анализа спирограмм для оценки параметров вентиляции легких и ранней диагностики патологий.

Ключевые слова: *искусственная вентиляция легких, спирографическая петля, петля «объем-давление», анализ формы, сигнатура петли.*

Automatic analysis of form of spirographic loops on their signatures*

Manilo L. A., Nemirko A. P., Salamonova I. S.

SPbETU «LETI»

The analysis of various numerical characteristics of loops “volume-pressure” obtained from a signature of two-dimensional curves is carried out. Possibilities of application of the dynamic analysis of spirograms for an assessment of parameters of ventilation of lungs and early diagnostics of pathologies are shown. Methods of the automatic analysis of loops in the conditions of mechanical ventilation are considered.

Keywords: *anapnotherapy, spirographic loop, pressure-volume loop, shape analysis, loop signature.*

Введение

Контроль состояния пациента в режиме искусственной вентиляции легких (ИВЛ) основан на динамической оценке ряда спирографических показателей, которые характеризуют эффективность газообмена. К ним в первую очередь относят такие параметры вентиляции, как жизненная емкость легких, сопротивление дыхательных путей, растяжимость легких. В современных аппаратах ИВЛ, обеспечивающих функцию «протезирования дыхания», требуется также реализация диагностических функций, позволяющих на ранних стадиях обнаруживать развитие состояний, угрожающих жизни пациента. К таким опасным состояниям можно отнести, например, отек легких, обструктивные нарушения в бронхолегочной системе пациента [1, 2].

Ранняя диагностика патологий органов дыхания возможна лишь в ходе непрерывного контроля за состоянием пациента. Она основана на автоматическом анализе основных параметров внешнего дыхания, а также обнаружении существенных отклонений в заданных режимах ИВЛ. Такой анализ можно осуществить по спирографическим кривым, включающим как скалярные функции (давление, поток и объем), так и двумерные функции, представленные в виде петель «объем–давление» (ОД) и «поток–объем» (ПО). В работах, посвященных автоматическому анализу спирограмм при ИВЛ, рассматриваются процедуры измерения параметров вентиляции лег-

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ, государственный контракт № 16.522.12.2016, и РФФИ, проекты № 12-01-00583, № 13-01-00540.

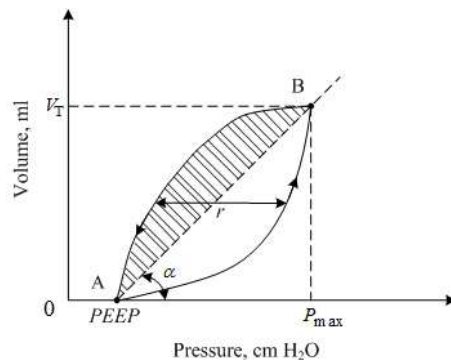


Рис. 1: Модельная петля «объем–давление»

ких по скалярным кривым, однако петли привлекаются только для визуального пояснения изменений, происходящих в ходе мониторинга пациентов [3, 4, 5]. В то же время установлено, что этот вид спирограмм представляет наибольший практический интерес для задач мониторинга в процессе проведения респираторной поддержки [1].

Данное исследование направлено на разработку новых методов и алгоритмов непрерывного контроля функций внешнего дыхания при ИВЛ по спирографическим петлям, в частности, по петлям ОД. Новизна подхода заключается в использовании для распознавания существенных отклонений в заданных режимах ИВЛ двумерных кривых. Предполагается, что переход к автоматическому анализу петель дыхания позволит более точно регулировать параметры вентиляции и своевременно диагностировать развитие патологий. В задачу исследования входило формирование набора признаков, отражающих особенности изменения формы регистрируемых петель ОД, а также оценка возможности использования сигнатуры для обнаружения отклонений, вызванных развитием патологий органов дыхания.

Петли «объем–давление»

Петля ОД является графической формой описания функциональной зависимости дыхательного объема V от давления P в контуре системы дыхания. В ходе регистрации кривых петля образуется на протяжении каждого дыхательного цикла. Она одновременно отражает влияние двух физиологических параметров: растяжимости легких C (Compliance) и сопротивления дыхательных путей R (Resistance) [1, 2]. Типичная кривая ОД при ИВЛ с управляемым объемом для одного дыхательного цикла изображена на рис. 1. Точка А соответствует началу вдоха (концу выдоха), точка В — концу вдоха (началу выдоха), а величина V_T показывает дыхательный объем легких. Ввиду того, что существует запаздывание изменения величины объема V относительно давления P , график имеет вид петли гистерезиса. Нижняя ветвь петли связана с работой дыхания по растяжению эластичных тканей легких во время вдоха, а верхняя — с работой дыхания по преодолению сопротивления дыхательных путей на выдохе. Поскольку давление в конце выдоха должно поддерживаться на заданном уровне, кривая дыхания смещена вдоль оси давления P на положительную величину $PEEP$ (Positive End-Expiratory Pressure). Линия, соединяющая две характерные точки кривой (А, В), задает направление основной оси петли. Наклон оси, равный углу α , характеризует величину динамической растяжимости дыхательной системы $C = \operatorname{tg} \alpha$, а ширина петли r — величину сопротивления дыхательных путей R . При этом расстояния от оси петли до ее восходящей и нисходящей ветвей (на рис. 1 указано стрелками) отражают инспираторное R_i и экспираторное R_e сопротивления, соответственно. Кроме горизонтальной протяженности петли r с изменением величины сопротивления дыхательных путей связан другой интегральный параметр — площадь петли S_e в фазе выдоха (на рис. 1 отмечено штриховкой).

Наблюдение за динамикой формы петли, положением кривой на плоскости, углом наклона α и шириной петли r позволяет косвенно судить об изменениях основных спирометрических показателей C и R , описывающих работу дыхания пациента [1, 2]. На рис. 2 в качестве примера

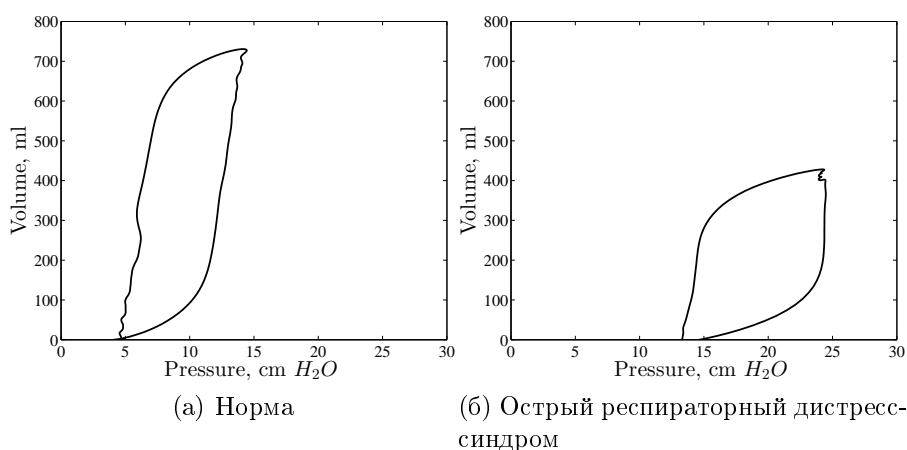


Рис. 2: Пример спирограмм пациентов в режиме искусственной вентиляции легких

изображены две спирограммы пациентов, зарегистрированные в условиях клиники, для случаев нормы (рис. 2, а) и наличия острого респираторного дистресс-синдрома — ОРДС (рис. 2, б). Можно заметить, что при патологии изменяются форма, размеры петли, расположение ее на плоскости. На кривой ОД наблюдается отклонение петли к горизонтальной оси (снижается растяжимость легких C) и расширение ее вдоль оси давления (повышается сопротивление дыхательных путей R).

Анализ формы петель по их сигнатурам

Существуют различные способы описания формы петель. Они основаны на использовании цепных кодов, аппроксимации фигур полиномами разных степеней, описании границ набором числовых признаков (площадь, длина, направление главных осей замкнутой фигуры и т. д.), представлении двумерных кривых в виде сигнатур [6]. Преимуществом сигнатур является то, что описание двумерных петель сводится к более простым одномерным функциям. В данной работе использован последний подход.

Наиболее простой способ получения сигнатуры петли состоит в построении зависимости расстояния от центра тяжести петли до границ кривой в виде функции угла θ с применением равномерной дискретизации по углу (во всех экспериментах $\Delta\theta = 1^\circ$). Анализ изменений формы петель по сигнатуре предполагает независимость строящихся функций от поворота и размера петель. Первое условие достигается выбором фиксированной начальной точки отсчета сигнатуры. В качестве такой точки можно выбрать точку начала дыхательного цикла (точка А, рис. 1). Тогда можно проводить сравнение формы петель по скалярным кривым (сигнатуре), поскольку они будут синхронизированы с фазами дыхательного цикла. Инвариантность функции к размеру петли обеспечивается нормировкой отсчетов сигнатуры по максимальному значению или диапазону изменения ее ординат.

Используя цифровое изображение петли, а также функцию сигнатуры, можно вычислить ряд параметров, характеризующих форму и расположение петли на плоскости, провести сравнительный анализ спирограммы, регистрируемой в ходе наблюдения, и опорной петли. В качестве опорных петель необходимо выбрать те, которые отражают установленный врачом режим вентиляции легких. В процессе непрерывного контроля опорные кривые могут периодически обновляться, что связано с необходимостью корректировки задаваемых врачом параметров вентиляции.

Алгоритм динамического анализа петель «объем-давление» по их сигнатурам

Алгоритм динамического анализа петель ОД и распознавания патологических отклонений в режиме вентиляции легких, можно представить следующим образом.

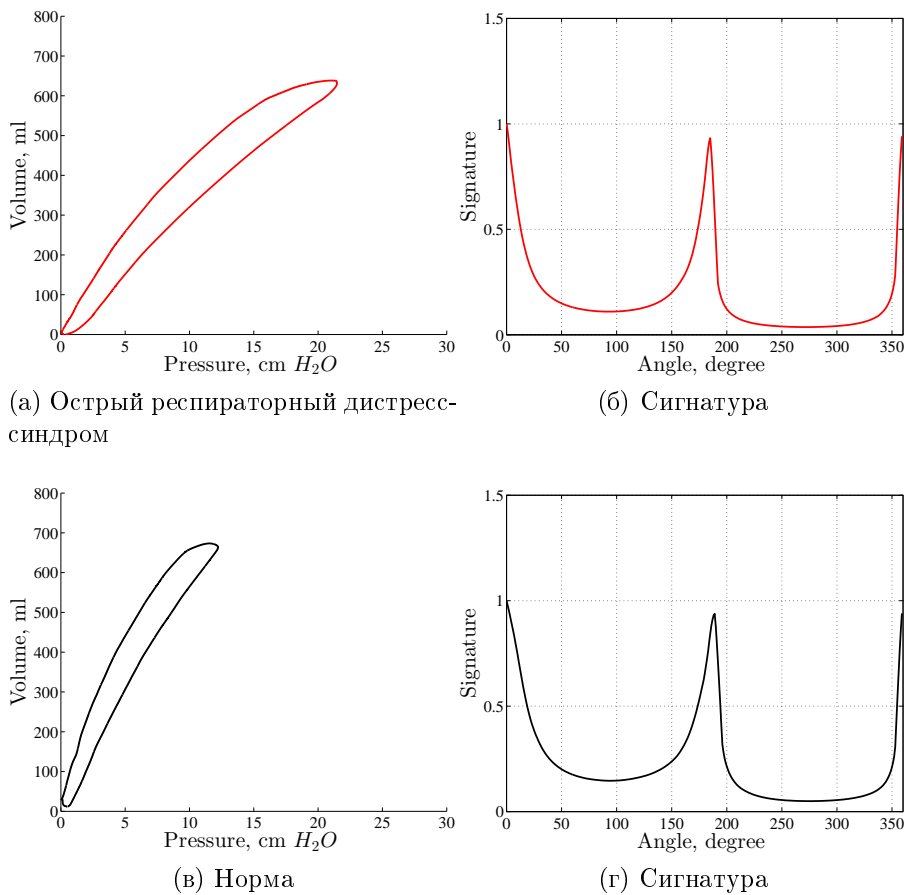


Рис. 3: Сравнение петель «объем-давление» в случае снижения величины Compliance ($\Delta\sigma = 0,08$; $\Delta\alpha = -15^\circ$; $\Delta r = 0,05$; $\Delta S_e = 0,03$)

Вначале необходимо провести нормировку каждой из координатных осей (V и P) с тем, чтобы, во-первых, перейти к безразмерным величинам, и, во-вторых, получить расположение петель на плоскости в соответствии с графическим отображением линии нормальной динамической растяжимости легких. Как известно, эта линия должна располагаться так, чтобы значению растяжимости 65 мл/см вод. ст. соответствовал угол наклона α оси петли, равный 45° [2]. Поэтому при построении сигнатуры нами использована нормировка в виде $V_n = V/V^*$ и $P_n = P/P^*$, где нормирующие величины $V^* = 1300$ мл, $P^* = 20$ см. вод. ст.

Далее выполняются процедуры обработки нормированных петель и сигнатур, а также проводится сравнительный анализ параметров, характеризующих особенности формы спирографических кривых. В качестве этих параметров выбраны:

- 1) направление основной оси анализируемой петли ОД ($\text{tg } \alpha$) или угловое отклонение от оси опорного дыхательного цикла ($\Delta\alpha$);
- 2) величина среднеквадратического отклонения σ_k спирограммы;
- 3) ширина петли r (или оценка площади петли ОД в фазе выдоха S_e);
- 4) выраженность артефактов L_a .

Включение режима слежения за спирограммой позволяет фиксировать отклонения этих признаков на величину, превышающую некоторый заданный в процентном отношении порог. Как показали эксперименты, сравнение петель целесообразно проводить по усредненным кривым,

полученным путем синхронного накопления двумерных функций. В этом случае значительно снижается влияние помех на качество анализа.

Наклон оси петли $\text{tg } \alpha$ является оценкой динамической растяжимости легких $C = \text{tg } \alpha$. Если измерять угловое отклонение $\Delta\alpha$, то можно оценивать степень изменения динамического Compliance. Введение порога на величину $\Delta\alpha$ позволяет обнаруживать патологические изменения, связанные с резким увеличением или уменьшением растяжимости легких.

Величина среднеквадратического отклонения сигнатуры используется в качестве оценки изменения формы петли относительно опорной кривой. Она вычисляется в виде:

$$\sigma_k = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{\theta} (r_{\theta}^* - r_{k\theta})^2},$$

где r_{θ}^* — отсчеты сигнатуры опорной петли; $r_{k\theta}$ — отсчеты сигнатуры для k -го порядкового дыхательного цикла; $\theta = 1^\circ, \dots, 360^\circ$; n — размер выборки ($n = 360$).

Фактически данный параметр оценивает ошибку, связанную с отклонением в форме петель. Может быть использована и квадратичная форма данного критерия $(\sigma_k)^2$. Введение порога для величины σ_k позволяет выявить существенные отклонения в заданных режимах ИВЛ.

Сопrotивление дыхательных путей в нашей работе предложено оценивать одним из двух способов. Первый основан на измерении ширины петли r на уровне середины осевой линии. Второй способ предполагает вычисление площади фигуры S_e , ограниченной осью петли и частью кривой в фазе выдоха. Учитывая трудности интерпретации измеренных отклонений в случае изменения размеров петли (что связано, например, с необходимостью увеличения V_T при ИВЛ), в работе предложено использовать дополнительную нормировку петель по максимальным значениям объема V_T и давления P_{max} опорной петли. В этом случае опорная петля, условно считающаяся «нормой», располагается по линии нормальной динамической растяжимости, а изменения параметров r и S_e подлежат сравнению даже при изменении параметров управления вентиляцией легких.

Показатель выраженности артефактов рассчитывался в виде $L_a = L^2/S$, где L — длина контура петли, S — площадь петли. Динамическая оценка его важна для выявления значительных колебаний контура петли, что связано с влиянием различных факторов (изменение тонуса мышц пациента, наличие препятствий в дыхательном контуре).

Экспериментальные исследования

В работе проведено моделирование алгоритма автоматического анализа петель ОД с применением специально разработанной программы, в основе которой лежит функция signature [7]. В качестве входных сигналов использовались:

- 1) модельные кривые, полученные путем перевода спирографических изображений в цифровую форму (12 записей) [2];
- 2) сигналы, полученные на аппарате ИВЛ путем механического моделирования изменений растяжимости C и сопротивления R дыхательных путей (23 записи);
- 3) реальные записи спирограмм, зарегистрированные в условиях клиники в процессе респираторной поддержки пациентов (спирограммы 15 пациентов).

Реальные данные включали как выборку записей без патологий (5 записей), так и сигналы с тяжелыми нарушениями органов дыхания: ОРДС (10 записей) и обструкция дыхательных путей (5 записей). Эти нарушения были рассмотрены в качестве основных при разработке алгоритма распознавания патологий.

Процесс обработки изображений, исходно представленных в виде битовых матриц, включал в себя следующие этапы: получение описания изображения в виде траектории единичной толщины; приведение описания изображений к фактическому масштабу, указанному для исходных

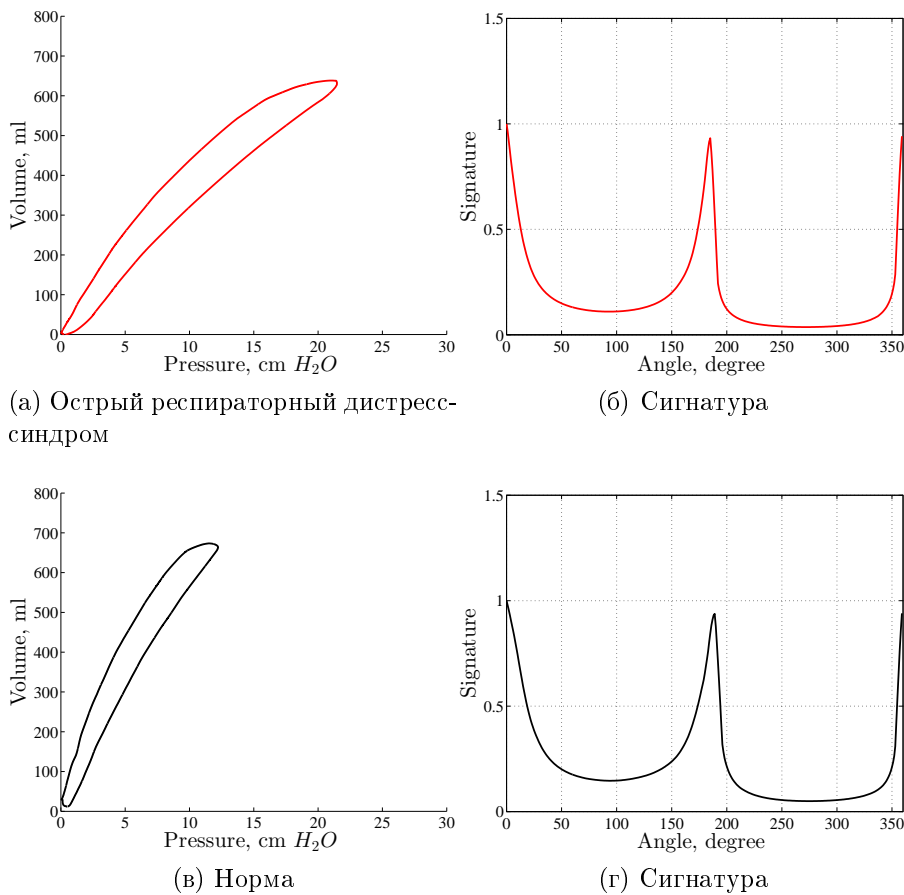


Рис. 4: Сравнение петель «объем-давление» в случае снижения величины Compliance ($\Delta\sigma = 0,08$; $\Delta\alpha = -15^\circ$; $\Delta r = 0,05$; $\Delta S_e = 0,03$)

графиков; нахождение узловых точек кривых; интерполяция петель кубическими сплайнами и получение сигналов в виде последовательностей равномерно дискретизованных отсчетов. По двумерным нормализованным кривым определялись две опорные точки (начало и конец вдоха), по которым оценивался угол наклона петли α . Далее вычислялась функция сигнатуры и по ней путем сравнения одномерных описаний двух петель (анализируемой и опорной) определялись величины σ_k и r .

В качестве примера на рис. 3, 4 представлены реальные петли ОД. Слева приведены спирографические кривые, справа — сигнатуры петель. Нижние кривые соответствуют нормальной форме спирограмм и являются опорными. Верхние петли, имеющие патологические отклонения, сравниваются с опорными.

На рис. 3 показаны петли ОД для случая снижения величины Compliance, что вызывает поворот петли вправо. Это изменение обусловлено тем, что для достижения данного уровня объема дыхания (650 мл) требуется большее давление. Подобный вид петель можно наблюдать на поздних стадиях ОРДС. Наблюдаемое снижение величины Compliance может происходить как постепенно, при развитии легочных заболеваний, так и внезапно при острых нарушениях.

На рис. 4 показан случай расширения петли ОД, что вызвано повышением сопротивления дыхательных путей на выдохе, причем инспираторные участки двух кривых аналогичны. Возможными причинами таких отклонений может быть появление нарушений проходимости (обструкция дыхательных путей) [2].

Результаты сравнения числовых характеристик сигнатур анализируемых петель показывают, что в первом случае (рис. 3) наблюдается снижение растяжимости легких ($\Delta\alpha = -15^\circ$), а

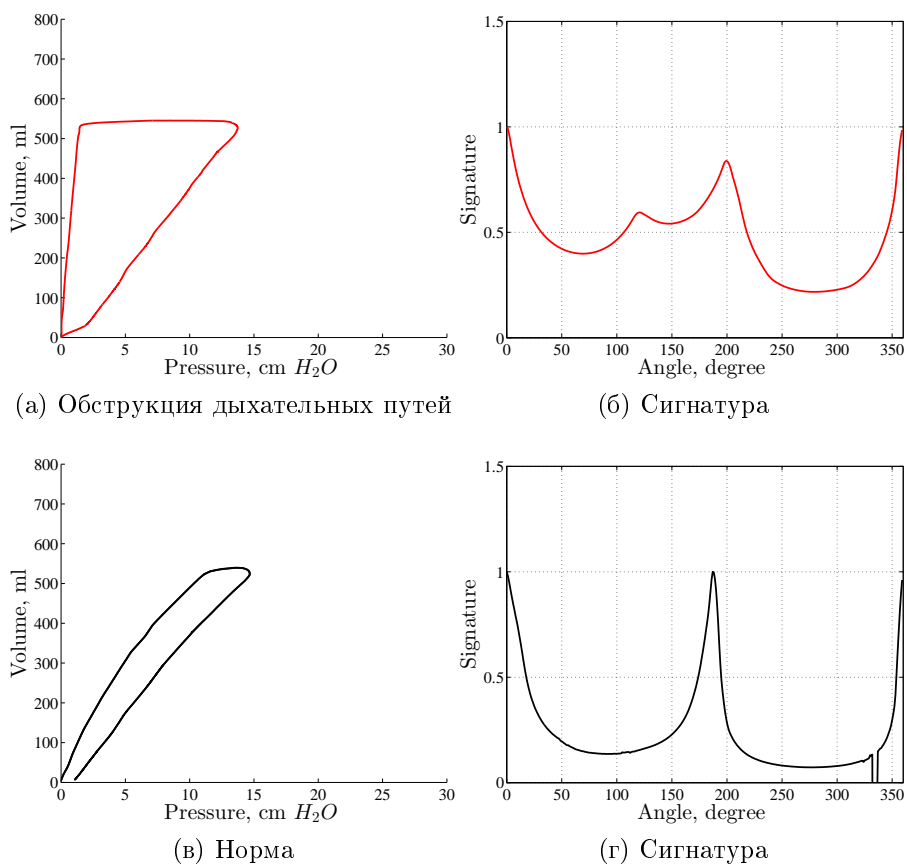


Рис. 5: Сравнение петель «объем-давление» в случае повышения величины *Resistance* ($\Delta\sigma = 0,31$; $\Delta\alpha = 2^\circ$; $\Delta r = 0,96$; $\Delta S_e = 0,08$)

во втором случае (рис. 4) наклон петли сохраняется ($\Delta\alpha = 2^\circ$), но изменяется форма петли. Чем больше отличия в форме петель, тем большие значения получает критерий среднеквадратического отклонения. В нашем случае величина $\Delta\sigma = 0,31$ превышает значение порога, равного 0,2. Это связано с резким расширением петли ($\Delta r = 0,96$) и увеличением ее площади ($\Delta S_e = 0,08$).

Распознавание этих опасных нарушений на ранних стадиях можно провести, используя полученные характеристики. Резкое уменьшение угла наклона α осевой линии петли ОД ($|\Delta\alpha| > 12^\circ$) свидетельствует об увеличении жесткости легких и указывает на развитие возможных осложнений (ОРДС). Резкое изменение величины σ , увеличение значений параметров r , или S_e , что можно представить в виде логического выражения $((\Delta\sigma > 0,2) \wedge ((\Delta r > 0,4) \vee (\Delta S_e > 0,05)))$, указывает на значительное расширение петли и свидетельствует о развитии обструкции дыхательных путей.

В работе проведены эксперименты по оценке эффективности распознавания различных форм петель по сигнатуре (реальные записи спирограмм) и обнаружению значимых изменений динамической растяжимости C и сопротивления R дыхательных путей (модельные сигналы). При моделировании спирограмм задавались разные значения Compliance и Resistance, что обеспечило возможность контроля изменений этих параметров. Результаты экспериментов на реальных записях показали, что во всех 15 случаях были безошибочно распознаны нарушения: ОРДС и обструкция дыхательных путей. В ходе экспериментов на модельных сигналах (30 испытаний) удалось безошибочно распознать кривые с измененной формой петли ОД, а также с отклонениями в динамической растяжимости легких. И только в двух случаях из 30 (6,7%) не удалось зафиксировать отклонения величины сопротивления дыхательных путей. Анализ записей показал, что

эти ошибки были связаны с заданием слишком малых величин управляемого потока. Полученные результаты свидетельствуют о возможности применения предложенных параметров сигнатуры петель для эффективного распознавания двух наиболее тяжелых патологий органов дыхания, а также косвенной оценки изменения основных спирографических показателей: Compliance и Resistance.

Кроме того, проведен анализ статистической зависимости между заданными величинами R и вычисленными оценками Resistance: r , r_e , S_e . Значения попарных коэффициентов корреляции k оказались достаточно высокими для всех трех параметров ($k > 0,85$), однако наибольшее значение коэффициента корреляции $k = 0,91$ получено для параметра r . Это указывает на то, что данный параметр является наиболее важным для контроля значимых изменений Resistance по петлям ОД. Поэтому в окончательное решающее правило для распознавания обструкции дыхательных путей вместо условий для r и S_e было включено только одно условие ($\Delta r > 0,4$).

Заключение

Таким образом, в работе предложены числовые характеристики спирографических петель, позволяющие обнаруживать существенные отклонения в заданных режимах ИВЛ и распознавать ранние формы развития патологий дыхательных путей. Кроме того, показана возможность косвенной оценки изменений динамической растяжимости и сопротивления дыхательных путей по числовым параметрам сигнатуры петель.

Разработан комплекс программ автоматического анализа спирограмм, который предполагается использовать в аппаратах ИВЛ для расширения их диагностических возможностей. Как показали исследования в клинических условиях, постоянный контроль за формой кривой ОД, ее наклоном и шириной являются важной составляющей респираторной поддержки, особенно у пациентов с развивающейся патологией легких.

Литература

- [1] *Лебединский К. М., Мазурок В. А., Нефедов А. В.* Основы респираторной поддержки. СПб.: Изд. МАПО, 2006. 213 с.
- [2] *Waugh J. B., Deshpande V. M., Brown M. K., Harwood R. J.* Rapid interpretation of ventilator waveforms. New Jersey: Upper Saddle River, 2007. 151 pp.
- [3] *Stenqvist O.* Practical assessment of respiratory mechanics // *British J. Anaesthesia*. 2003. No. 91(1). Pp. 92–105
- [4] *Khirani S., Polese G., Aliverti A., et al.* On-line monitoring of lung mechanics during spontaneous breathing: a physiological study // *Respiratory Medicine*. 2010. No. 104. Pp. 463–471
- [5] *Karason S., Sondergaard S., Lundin S., Stenqvist O.* Continuous on-line measurements of respiratory system, lung and chest wall mechanics during mechanic ventilation // *Intensive Care Medicine*. 2001. No. 27. Pp. 1328–1339
- [6] *Гонсалес Р., Вудс Р.* Цифровая обработка изображений. Пер. с англ. М.: Техносфера, 2005. 1072 с.
- [7] *Гонсалес Р., Вудс Р., Эддингс С.* Цифровая обработка изображений в среде MATLAB. Пер. с англ. М.: Техносфера, 2006. 616 с.