



УДК 616-71

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

## Автоматический анализ формы спирографических петель при искусственной вентиляции легких

*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.*

### Искусственная вентиляция легких, автоматический анализ спирограмм, сигнатура петель

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.

Ранняя диагностика патологий органов дыхания возможна лишь в ходе непрерывного контроля состояния пациента. Она основана на автоматическом анализе основных параметров внешнего дыхания, а также на обнаружении существенных отклонений в заданных режимах ИВЛ. Такой анализ осуществляется по спирографическим кривым, включающим как скалярные (давление, поток и объем), так и двумерные функции, представленные в виде петель «объем-давление» (ОД) и «поток-объем» (ПО).

Данное исследование направлено на разработку новых методов и алгоритмов непрерывного контроля функций внешнего дыхания при ИВЛ по спирографическим петлям, в частности по петлям ОД. Установлено, что этот вид спирограмм представляет наибольший практический интерес для

задач мониторинга в процессе проведения респираторной поддержки [1]. Переход к динамическому анализу числовых характеристик петель, связанных с основными спирометрическими величинами (Compliance и Resistance – растяжимость и сопротивление) и обеспечивающих оценку изменений формы петли, позволит более точно регулировать параметры вентиляции и своевременно диагностировать развитие патологий.

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). 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  $V_T$  (Tidal Volume – дыхательный объем) 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 дав-

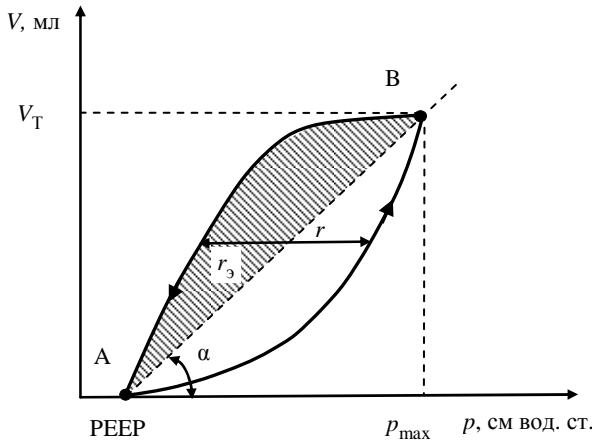


Рис. 1

ления  $p$  на положительную величину PEEP (Positive End-Expiratory Pressure).

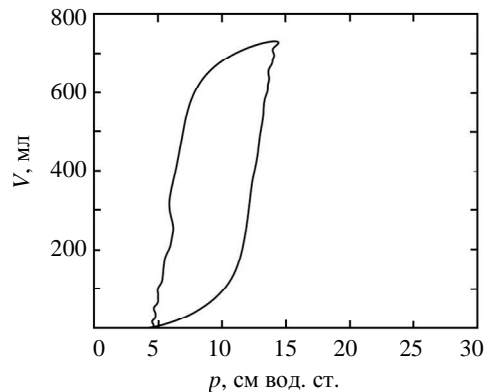
Линия, соединяющая две характерные точки кривой (A, B), задает направление основной оси петли. Наклон оси, равный углу  $\alpha$ , характеризует динамическую растяжимость дыхательной системы  $C = \text{tg } \alpha$ , а ширина петли  $r$  – сопротивление дыхательных путей  $R$ . При этом расстояния от оси петли до ее восходящей и нисходящей ветвей (на рис. 1 указаны стрелками) отражают инспираторное и экспираторное сопротивления соответственно. Кроме горизонтальной протяженности петли  $r$  с изменением величины сопротивления дыхательных путей связан другой интегральный параметр – площадь петли  $S_v$  в фазе выдоха (на рис. 1 отмечено штриховкой).

Наблюдение за динамикой формы петли, положением кривой на плоскости, углом наклона  $\alpha$  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 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  $R$ ).

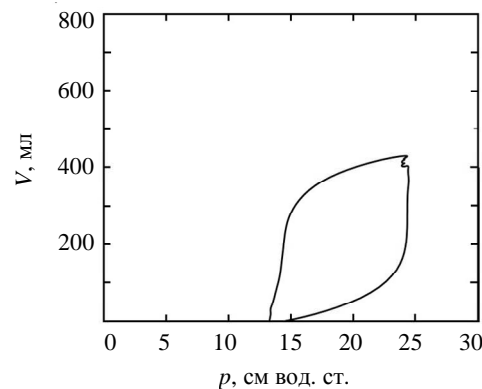
Существуют различные способы описания формы петель. Они основаны на использовании цепных кодов, аппроксимации фигур полиномами разных степеней, описании границ набором числовых признаков (площадь, длина, направление

главных осей замкнутой фигуры и т. д.), представлении двумерных кривых в виде сигнатур [3]. 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  $\theta$  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 нее 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.



а



б

Рис. 2

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 могут быть выбраны петли, 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 ОД и распознавания патологических отклонений в режиме вентиляции легких можно представить следующим образом.

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. Эта линия должна располагаться так, чтобы значению растяжимости 65 мл/см вод. ст. соответствовал угол наклона оси петли  $\alpha = 45^\circ$ . 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 спирографических кривых. В качестве этих параметров выбраны:

- направление основной оси анализируемой петли ОД ( $\text{tg } \alpha$ ) или угловое отклонение от оси опорного дыхательного цикла ( $\Delta\alpha$ );
- среднеквадратическое отклонение  $\sigma_k$  спирограммы;
- ширина петли  $r$  (или оценка площади петли в фазе выдоха  $S_3$ );
- выраженность артефактов  $L_a$ .

Включение режима слежения за спирограммой позволяет фиксировать отклонения этих признаков на значение, превышающее 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  $\text{tg } \alpha$  может служить для оценки динамической растяжимости легких  $C = \text{tg } \alpha$ . Если измерять угловое отклонение  $\Delta\alpha$ , то можно оценивать степень изменения динамической растяжимости. Введение порога для  $\Delta\alpha$  позволяет обнаруживать патологические изменения, связанные с резким увеличением или уменьшением растяжимости легких.

Среднеквадратическое отклонение сигнатуры используется в качестве оценки изменения формы петли относительно опорной кривой. Оно вычисляется следующим образом:

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

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

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  $\sigma_k$  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. Вторым способ предполагается вычисление площади фигуры  $S_3$ , 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  $S_3$  подлежат сравнению даже при изменении параметров управления вентиляцией легких.

В работе проведено моделирование алгоритма анализа петель ОД с применением специально разработанной программы, в основе которой лежит функция signature [4]. В качестве входных сигналов использовались:

– модельные кривые, полученные путем перевода спирографических изображений в цифровую форму (12 записей) [2];

– сигналы, полученные на аппарате ИВЛ путем механического моделирования изменений растяжимости  $C$  и сопротивления  $R$  дыхательных путей (23 записи);

– реальные записи спирограмм, зарегистрированные в условиях клиники в процессе респираторной поддержки пациентов (спирограммы 10 пациентов).

Реальные данные включали как выборку записей без патологий, так и сигналы с тяжелыми нарушениями органов дыхания (в основном ОРДС и обструкция дыхательных путей).

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

На рис. 3 показаны петли ОД для случая снижения растяжимости, что вызывает поворот петли вправо. Это изменение обусловлено тем, что для достижения данного уровня объема дыхания (650 мл) требуется большее давление. Петли та-

кого вида можно наблюдать на поздних стадиях ОРДС. Однако наблюдаемое снижение растяжимости может происходить как постепенно, при развитии легочных заболеваний, так и внезапно – при острых нарушениях.

На рис. 4 показан случай расширения петли ОД, вызванного повышением сопротивления дыхательных путей на выдохе, причем инспираторные участки двух кривых аналогичны. Возможной причиной 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 во втором (рис. 4) наклон петли сохраняется ( $\Delta\alpha 2^\circ$ ), но изменяется форма петли. Чем больше различие в форме петель, тем большие значения получает критерий среднеквадратического отклонения. В нашем случае величина  $\Delta\sigma = 0,31$  превышает значение порога, равное 0,15. Это связано с резким расширением петли ( $\Delta r = 0,96$ ) и увеличением ее площади ( $\Delta S_3 = 0,08$ ).

Используя полученные характеристики, можно распознать эти опасные нарушения на ранних стадиях. Резкое уменьшение угла наклона  $\alpha$  осевой линии петли ОД свидетельствует об увеличе-

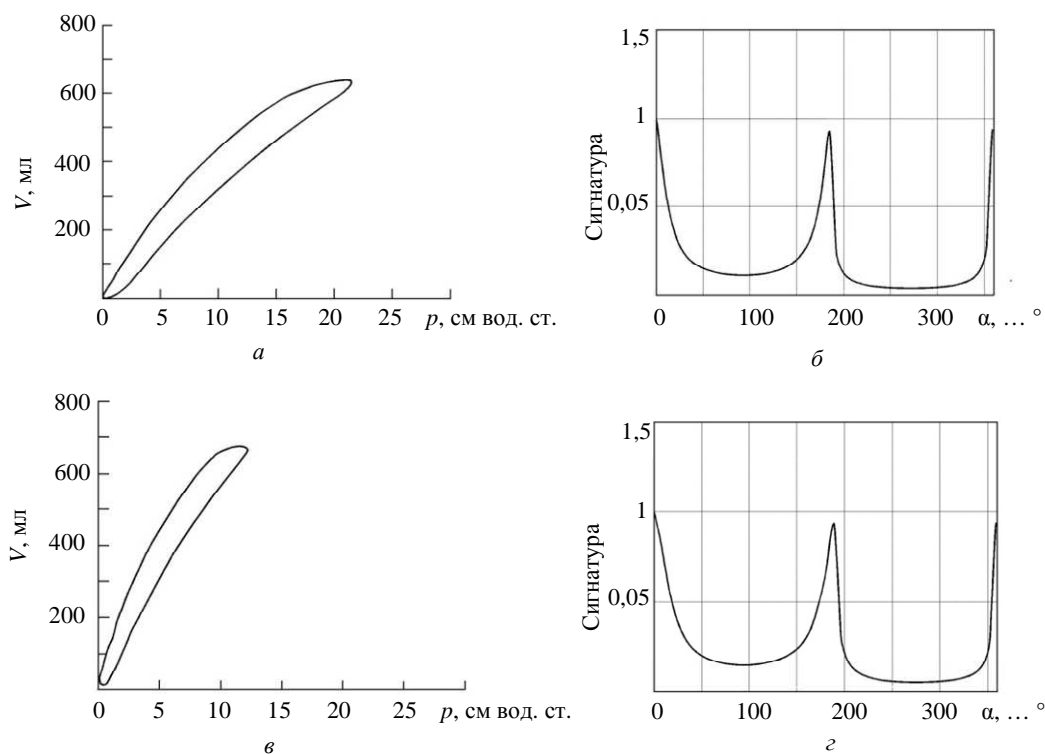


Рис. 3

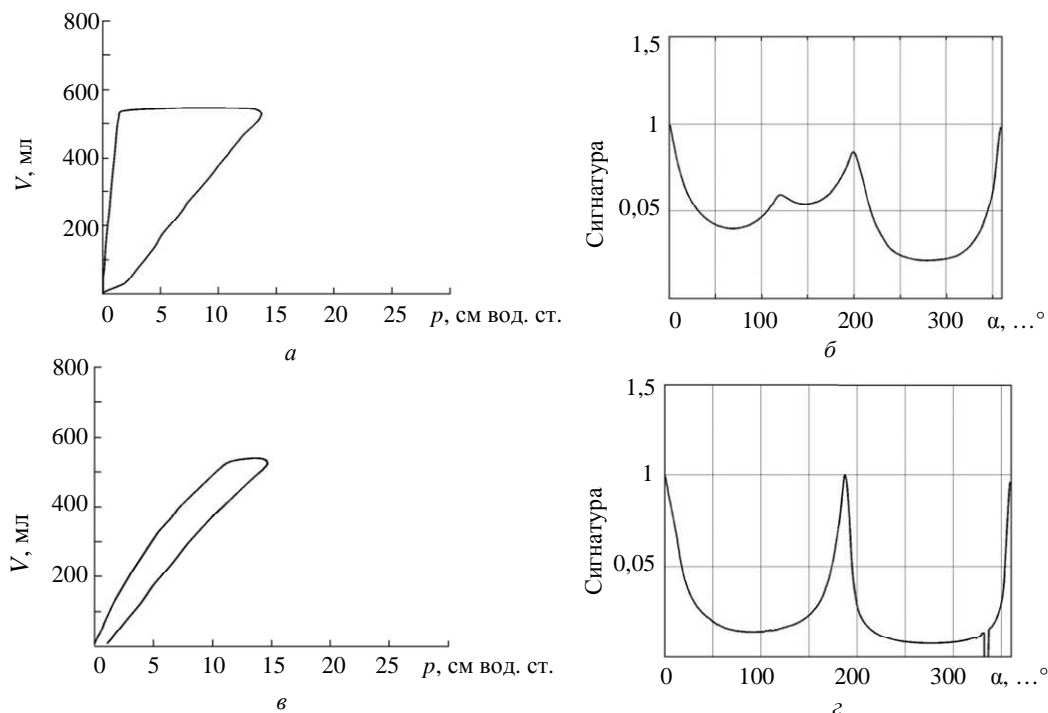


Рис. 4

нии жесткости легких и указывает на развитие возможных осложнений (ОРДС). Резкое изменение  $\sigma$ , увеличение значений параметров  $r$  и  $S_3$  указывает на ее расширение и свидетельствует о развитии обструкции дыхательных путей.

В работе приведены результаты экспериментов 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  $C$  и  $R$ , что обеспечило возможность контроля изменений этих параметров. Результаты экспериментов показали, что во всех случаях были безошибочно распознаны кривые с измененной формой петли ОД, а также с отклонениями в динамической растяжимости легких. И только в 2 случаях из 30 (6,7 %) не удалось зафиксировать отклонения сопротивления дыхательных путей. Анализ записей показал, что эти ошибки были связаны с заданием слишком малых величин управляемого потока. Кроме того, проведен анализ статистической зависимости между заданными значениями  $R$  и вычисленными оценками сопротивления:  $r$ ,  $r_3$ ,  $S_3$ . Значения попарных коэффициентов корреляции  $k$  оказались достаточно высокими для всех трех параметров ( $k > 0,85$ ), однако наибольшее значение коэффи-

ента корреляции  $k = 0,91$  получено для параметра  $r$ . Это указывает на то, что данный параметр наиболее важен для контроля значимых изменений сопротивления дыхательных путей по петлям ОД.

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 диагностических возможностей систем респираторной поддержки. Как показали исследования в клинических условиях, постоянный контроль формы кривой ОД, ее наклона и ширины является важной составляющей респираторной поддержки, особенно у пациентов с развивающейся патологией легких.

Работа выполнялась при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт № 16.522.12.2016 от 10.10.2012 г.) и РФФИ (проекты № 12-01-00583, № 13-01-00540).

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Лебединский К. М., Мазурок В. А., Нефедов А. В. Основы респираторной поддержки. СПб.: Изд-во МАПО, 2006. 213 с.

2. Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms / J. B. Waugh., V. M. Deshpande, M. K. Brown, R. J. Harwood. Upper Saddle River, New Jersey, 2007. 151 p.

3. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений / Пер. с англ. М.: Техносфера, 2005. 1072 с.

4. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддинс С. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB / Пер. с англ. М.: Техносфера, 2006. 616 с.

---

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

### AUTOMATIC ANALYSIS OF FORM OF SPIROGRAPHIC LOOPS IN MECHANICAL VENTILATION

*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 spirometry 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.*

**Mechanical ventilation, automatic analysis of spirometry, signatures of loops**

---