

С. И. Лещенко, В. В. Полищук

ИССЛЕДОВАНИЕ РАСТЯЖИМОСТИ ЛЕГКИХ (КОМПЛАЙЕНС-ИССЛЕДОВАНИЕ)

Институт фтизиатрии и пульмонологии им. Ф. Г. Яновского АМН Украины

Функциональные методы исследования занимают одно из важнейших мест в диагностике и лечении заболеваний органов дыхания. Самым распространенным из них является спирография, основоположником которой считается Гетчинсон (G. Hutchinson). Он сконструировал первый спирограф (1846) и разработал основы представлений о легочных объемах. Исторически важны работы Холдена (J. Haldan), Баркрофта (J. Barcroft), Ван-Слайка (D. Van Slyke), перу которых принадлежат фундаментальные работы по теории газообмена. Неергард (K. Neergard) и Паттл (R. Pattle) показали природу эластической тяги легких. Неергард и Вирц (K. Wirz) являются разработчиками пневмотахографического метода. Приоритет в развитии теории вентиляции легких принадлежит Роперу (F. Rohrer), Фенну (W. Fenn), Рану (H. Rahn). Большой вклад в развитие физиологии легких, разработке методов исследования аппарата вентиляции, аппаратов, способов определения и расчета основных параметров дыхания внесли Пибоди (F. Peabody), Генчи (J. Gonczy), Флейш (A. Fleisch), Гербст (R. Herbst), Гаррисон (T. Harrison), Книппинг (H. Knipping), Тиффно (R. Tiffnau), а также такие отечественные ученые, как Е. М. Крепс, Б. Е. Вотчал, Н. Н. Савицкий, В. В. Парин, А. П. Зильбер, Л. Л. Шик, Н. Н. Канаев, Р. Ф. Клемент, Ф. Ф. Тетенева, В. К. Кузнецова и др.

Механика дыхания — раздел физиологии дыхания, изучающий механические силы, под действием которых совершаются дыхательные экскурсии, сопротивление этим силам со стороны аппарата вентиляции и возникающие под действием этих сил изменения объема легких и потока в дыхательных путях. Для выполнения акта дыхания дыхательные мышцы выполняют определенную работу, направленную на преодоление сопротивления потока. Общее сопротивление складывается из трех составляющих: эластической, фрикционной и инерционной. Эластическая составляющая общего дыхательного сопротивления возникает в связи с упругими деформациями грудной клетки и легких, а также компрессией (декомпрессией) газов и жидкостей в легких, плевральной и брюшной полостях во время дыхания. Фрикционная составляющая отображает действие сил трения при перемещении газов и плотных тел. Фрикционное (неэластическое, вязкостное) сопротивление на 80–90 % состоит из аэродинамического сопротивления движению воздуха по бронхам и на 10–20 % — из вязкого сопротивления тканей. Инерционная составляющая — преодоление инерции анатомических образований, жидкостей и воздуха — достигает значимых величин только при тахипноэ.

Таким образом, чтобы полностью описать механику дыхания, необходимо рассмотреть соотношение трех параметров — давления (P), объема (V) и потока (I) на протяжении дыхательного цикла. Поскольку взаимосвязь трех параметров сложна как для регистрации, так и для расчетов, на практике используют соотношение парных показателей или описание каждого из них во времени.

Причем, если используется регистрация силы (давления), то такое исследование называют прямым. Наибольшее распространение в клинике получили косвенные измерения — спирография, запись кривой поток-объем с компьютерным расчетом различных показателей, позволяющих судить о некоторых легочных объемах, наличии и степени обструктивных и рестриктивных нарушений. Тем не менее, важное значение имеют и более сложные, трудоемкие прямые измерения, которые могут оказать существенную помощь в диагностике, дифференциальной диагностике ряда заболеваний, оценке эффективности лечения больных.

Учитывая оснащенность многих учреждений здравоохранения аппаратурой для проведения спирометрии и записи кривой поток-объем, будем полагать, что практические врачи знакомы с определением основных легочных объемов и механизмов формирования бронхообструкции и рестрикции, которые могут быть определены этими методами. Поэтому конспективно изложим основные понятия, характеризующие эластические свойства дыхательной системы.

При обычном (спокойном) дыхании активность инспираторных мышц необходима для преодоления сопротивления дыхательной системы. В этом случае достаточно работы диафрагмы (у мужчин) и межреберных мышц (женский тип дыхания). При физической нагрузке или патологических состояниях к работе подключаются дополнительные инспираторные мышцы — межреберные, лестничные и грудино-ключично-сосцевидные. Выдох в покое происходит пассивно за счет эластической отдачи легких и грудной клетки, что достаточно для создания градиента давления, обеспечивающего воздушный поток. При нагрузке и патологических состояниях участвуют основные мышцы выдоха — внутренние межреберные, наружные и внутренние косые брюшные, а также дополнительные экспираторные мышцы — мышцы голосовой щели и диафрагма.

Работа дыхательных мышц создает градиент давления, необходимый для формирования воздушного потока. Прямые измерения давления в плевральной полости показали, что в конце выдоха внутриплевральное (внутригрудное) давление на 3–5 см вод. ст., а в конце вдоха — на 6–8 см вод. ст. ниже атмосферного. Обычно измеряют давление не в плевральной полости, а в нижней трети пищевода, которое, как показали исследования, близко по значению и очень хорошо отражает динамику изменения внутригрудного давления. Альвеолярное давление равно сумме давления эластической тяги легкого и плеврального давления и может быть измерено методом перекрытия воздушного потока, когда оно становится равным давлению в ротовой полости. В общем виде уравнение движения легких имеет вид:

$$P_{tot} = (E \times \Delta V) + (R \times \dot{V}) + (I \times \ddot{V}),$$

где P_{tot} — движущее давление, E — эластичность, ΔV — изменение объема легких, R — сопротивление, \dot{V} — объемная скорость потока воздуха, I — инерционность, \ddot{V} — ускорение воздушного потока.

Первое выражение в скобках представляет давление, необходимое для преодоления эластической отдачи

дыхательной системы. Оно равно транспульмональному давлению, которое можно измерить катетером в грудной полости и приблизительно равно разнице давлений в ротовой полости и пищеводе.

Если одновременно регистрировать объем легких на вдохе и выдохе и изменение внутрипищеводного давления, используя заслонку для перекрытия потока, получим *статическую* (т.е. при отсутствии потока) кривую давление-объем, имеющую вид гистерезиса (рис. 1) — кривой, характерной для всех эластических структур. Особенностью гистерезиса является то, что для создания определенного объема на вдохе (растяжении) требуется больший градиент давления, чем при выдохе. Заметим, что гистерезис не располагается в нулевой точке объема, поскольку легкие изначально содержат объем газа, равный функциональной остаточной емкости (ФОЕ). Отношение между давлением и изменением объема легких не остается постоянным на всем диапазоне легочных объемов. При незначительном наполнении легких это отношение равно $P = E \times \Delta V$. Константа E характеризует *эластичность* — меру упругости легочной ткани. Чем больше эластичность, тем большее давление необходимо приложить для достижения заданного изменения объема легких. Легкое более растяжимо при низких и средних объемах. По достижении максимального объема легкого дальнейший прирост давления увеличить его не может — кривая переходит в ее плоскую часть. Изменение объема на единицу давления отображается наклоном гистерезиса и называется *статической растяжимостью* (C_{stat}), или *комплаенсом*. Растяжимость обратно пропорциональна (реципрокна) эластичности ($C_{stat} = 1/E$). На уровне ФОЕ 0,5 л статическая растяжимость легкого в норме около 200 мл/см вод. ст. у мужчин и 170 мл/см вод.ст. у женщин. Она зависит от многих причин, в том числе от размера легких. Чтобы исключить последний фактор, вычисляют *удельную растяжимость* — отношение *растяжимости* к *объему* легких, при котором она измеряется, к общей емкости легких (ОЕЛ) а также к ФОЕ. Как и для других параметров, для эластичности и растяжимости разработаны должные величины, зависящие от пола, возраста, антропометрических данных пациента.

Эластические свойства легких зависят от содержания эластических структур в тканях. Геометрическое расположение нитей эластина и коллагена в альвеолах, вокруг бронхов и сосудов наряду с поверхностным натяжением сурфактанта придают легким эластические свойства. Патологические процессы в легких изменяют эти свойства. Статическая растяжимость у пациентов с обструктивными заболеваниями близка к норме, если паренхима легких мало затронута при этих заболеваниях. У пациентов с эмфиземой, однако, нарушение эластической отдачи легких сопровождается увеличением их растяжимости (комплаенса). Кривая статической растяжимости сдвигается вверх и влево. При эмфиземе, которая характеризуется утратой соединительнотканых компонентов, эластичность легких снижается (соответственно, статическая растяжимость увеличивается). Фиброз легких, застойная сердечная недостаточность, воспалительные изменения уменьшают комплаенс. При дефиците нормального сурфактанта (респираторном дистресс-синдроме) легкие становятся неподатливыми, ригидными.

Большее клиническое значение имеет измерение *динамической растяжимости* (C_{dyn}), когда рассматрива-

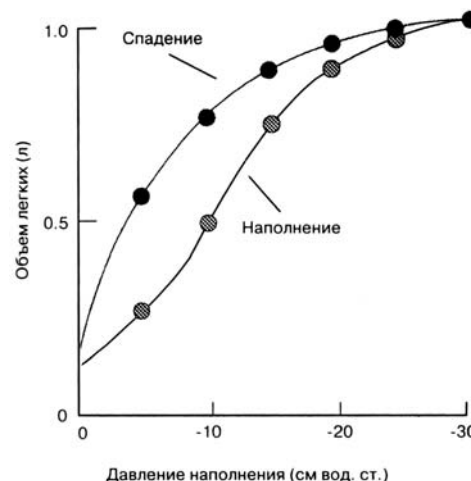


Рис. 1. Статическая кривая давление-объем. Кривые "давление-объем" на вдохе и выдохе неодинаковы. При одном и том же давлении объем спадающихся легких больше, чем во время их раздувания (гистерезис). Точки, используемые для построения кривой, определялись в момент отсутствия потока воздуха. Такая кривая отражает статические отношения между давлением и объемом

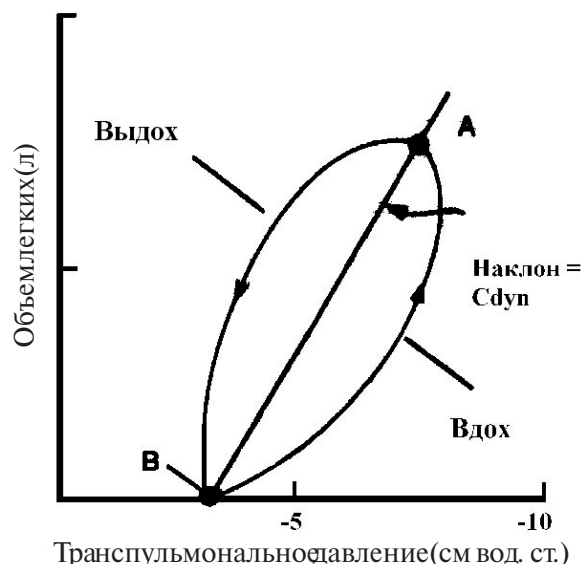
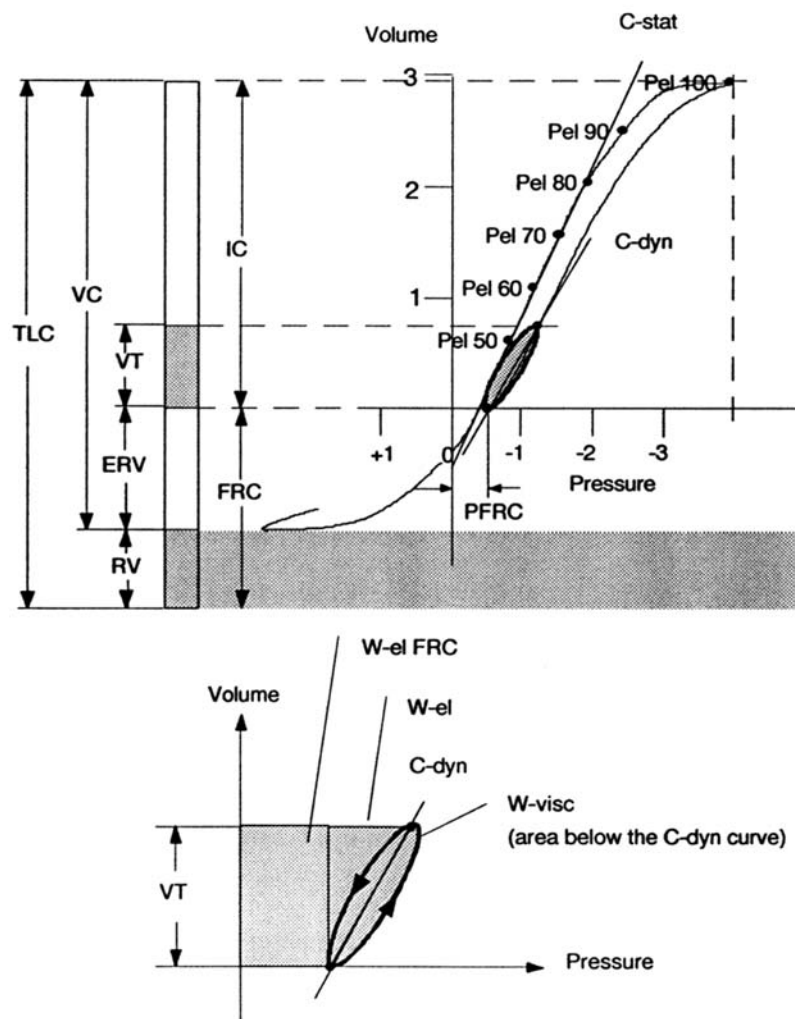


Рис. 2. Кривая динамическое давление-объем, полученная измерением транспульмонального (внутрипищеводного) давления (абсцисса) и изменения объема легких (ордината) во время одного дыхательного цикла

ют изменение объема легких относительно изменения давления при наличии воздушного потока. Оно равно наклону линии, соединяющей точки начала вдоха и выдоха на *кривой динамическое давление-объем* (рис. 2).

Если сопротивление дыхательных путей нормальное, C_{dyn} близка по величине к C_{stat} и слабо зависит от частоты дыхания. Уменьшение C_{dyn} по сравнению с C_{stat} может свидетельствовать о неомогенности легочной ткани. При увеличении сопротивления, даже незначительном и ограниченном мелкими бронхами, C_{dyn} снизится раньше, чем это нарушение будет выявлено обычными функциональными методами. Снижение C_{dyn} особенно проявится при высокой частоте дыхания, так как при частом дыхании время, необходимое для наполнения легкого или его части с обструкцией, становится недостаточным. Изменения C_{dyn} , зависящие от частоты дыхания,

**Dynamic Compliance**

Cdyn	[l/kPa]
VT	[l]
BF	[l/min]
P0dyn	[kPa]

dynamic compliance
tidal volume
breathing frequency
pressure at breathing

динамический комплаенс
дыхательный объем
частота дыхания
давление на уровне функциональной
остаточной емкости легких (ФОЕ)

Cd/TLC	[1/kPa]	baseline (FRC level)
Cd/FRC	[1/kPa]	Cdyn related to TLC
W-vis	[kPa*l]	Cdyn related to FRC
Ceff	[1/kPa]	viscose respiratory work
Reff	[kPa*s/l]	effective compliance
RINeff	[kPa*s/l]	effective lung resistance

отношение Cdyn к общей емкости легких (ОЕЛ)
отношение Cdyn к ФОЕ
вязкостная работа дыхания
эффективный комплаенс
эффективное легочное сопротивление
эффективное легочное
сопротивление на вдохе
эффективное легочное
сопротивление на выдохе

Static compliance

VC	[l]
IC	[l]
Cstat	[l/kPa]
Pel RV	[kPa]
PTL/IC	[kPa/l]
P0stat	[kPa]
Pel 100	[kPa]
Pel 80	[kPa]
Pel 70	[kPa]
Cs/TLC	[l/kPa]
Cs/FRC	[l/kPa]

vital capacity
inspiratory vital capacity
static compliance
pressure at maximal
expiration (RV level)
pressure at maximal inspiration
(TLC level) related to IC
pressure at FRC level
pressure at 100 % TLC
pressure at 80 % TLC
pressure at 70 % TLC
static compliance related to TLC
static compliance related to FRC

жизненная емкость легких (ЖЕЛ)
емкость вдоха (Евд)
статический комплаенс
давление при максимальном выдохе
(уровень остаточного объема)
отношение давления при максимальном
вдохе (уровень ОЕЛ) к Евд
давление на уровне ФОЕ
давление на уровне 100 % ОЕЛ
давление на уровне 80 % ОЕЛ
давление на уровне 70 % ОЕЛ
отношение статического комплаенса к ОЕЛ
отношение статического комплаенса к ФОЕ

Рис. 3. Протокол измерения динамической и статической растяжимости на комплексе "MasterScreen" ("VIASYS healthcare GmbH", Германия), перечень величин и их перевод на русский язык

называются частотно-зависимой растяжимостью. В норме C_{dyn}/C_{stat} больше 0,8 при любой частоте дыхания. При обструкции, в том числе дистальной, это отношение падает с увеличением частоты дыхания.

Величина C_{stat} , в отличие от C_{dyn} , зависит не от частоты дыхания, а от его глубины, точнее, от уровня жизненной емкости легких (ЖЕЛ), на котором она регистрировалась. Измерения C_{stat} на уровне спокойного дыхания дают минимальное значения, при глубоком вдохе величина C_{stat} максимальна. При проведении измерения компьютерная программа вычисляет C_{stat} на различных уровнях ЖЕЛ и строит график зависимости объема легких от внутригрудного (внутрипищеводного) давления. При эмфиземе легких такая кривая будет иметь более крутой наклон (C_{stat} увеличивается), при легочных фиброзах — более пологий (C_{stat} снижается).

Измерение внутрипищеводного давления

В Институте фтизиатрии и пульмонологии АМН Украины для измерения динамической и статической растяжимости используется комплекс "MasterScreen" фирмы "VIASYS healthcare GmbH".

Внутрипищеводное давление измеряют с помощью полиэтиленового катетера диаметром 2 мм и длиной 100 см. На конце зонда прикреплен баллончик из тонкого каучука. Локализовать баллончик в нижней трети пищевода позволяет метка на расстоянии 40 см от конца зонда. После предварительной анестезии 10 % раствором лидокаина баллон вводят через нижний носовой ход в пищевод. Для облегчения глотания пациент должен прижать подбородок к груди, при затруднении проглатывания предлагают выпить небольшое количество воды. После отдыха, необходимого для прекращения тонических сокращений пищевода в ответ на раздражение, контролируют положение зонда. На экране регистрируется волнистая линия, давление на уровне спокойного выдоха должно быть около 0,5 кПа. После этого, откалибровав датчик спирометра (установив "нулевое" положение), предлагают пациенту дышать через трубку спирометра и включают программу регистрации динамического сопротивления, которое автоматически отображается после выполнения 6 дыхательных циклов. Для регистрации статической растяжимости пациенту предлагают сделать максимальный вдох и максимальный выдох, в момент которого через определенные промежутки времени воздушный поток кратковременно (обычно на 100 мс) перекрывается заслонкой. При этом автоматически регистрируется C_{stat} .

Помимо рассмотренных показателей Est , $Edyn$, C_{stat} , C_{dyn} исследование дает возможность получить ряд других измеренных и производных величин (рис. 3). Важными показателями, которые мы получаем при измерении растяжимости легких, являются Pei — транспульмональное (пищеводное) давление, которое отражает давление эластической отдачи легких; $P0_{dyn}$ — давление на уровне ФОЕ; Pei_{RV} — давление на уровне остаточного объема; PTL/IC — отношение транспульмонального (пищеводного) давления к емкости вдоха; $P0_{stat}$, Pei_{100} , Pei_{80} , Pei_{50} — транспульмональное (пищеводное) давление при глубине вдоха соответственно на уровне ФОЕ, ЖЕЛ, 80 % ЖЕЛ, 50 % ЖЕЛ. Для получения производных величин — отношения комплаенса к ФОЕ, внутригрудному

объему (ВГО) или ОЕЛ, важность которых определяется тем, что растяжимость легких зависит от их размеров, эти показатели необходимо предварительно измерить (например, при проведении бодиплетизмографии). Отношение C к ОЕЛ именуют индексом ретракции. Следует отметить, что хотя для всех вышеперечисленных величин предложены формулы расчета должных величин, индивидуальные различия весьма значительны.

Используя петлю "давление-объем", можно рассчитать работу по преодолению упругих и вязких сил (эластического и неэластического сопротивления). Площадь условного прямоугольного треугольника, гипотенузой которого является прямая, соединяющая точки смены фаз дыхания, а сторонами — проекции на оси координат (см. рис. 3), равна работе дыхательных мышц по преодолению эластического сопротивления легких. Площадь фигуры под гипотенузой соответствует работе вдоха по преодолению аэродинамического (бронхиального) сопротивления. Показатель работы дыхания сильно зависит от минутного объема дыхания, его частоты и глубины и может варьировать от 0,25 кгм/мин до 15 кгм/мин. В норме около 70 % общей работы расходуется на преодоление эластического и 30 % — неэластического (аэродинамического) сопротивления. Их соотношение позволяет уточнить преобладание обструктивных или рестриктивных нарушений. Уменьшению энерготрат способствует поверхностное (но частое) дыхание, что мы наблюдаем в клинике у больных с выраженными фиброзными изменениями, или медленное дыхание у больных с тяжелой обструкцией.

Измерение комплаенса позволяет не только установить степень поражения легких, но и наблюдать динамику патологического процесса, контролировать лечение. Прежде всего это важно при хронических распространенных поражениях легких, обусловленных идиопатическими интерстициальными пневмониями, ревматическими, профессиональными и другими заболеваниями легких. Особая ценность метода в том, что изменения растяжимости могут быть выявлены на ранних стадиях как обструктивных, так и рестриктивных нарушений, которые не фиксируются другими методами исследований, что важно для раннего выявления заболеваний легких.

ЛИТЕРАТУРА

1. Баранов В. Л., Куренкова И. Г., Казанцев В. А., Харитонов М. А. Исследование функции внешнего дыхания. — Санкт-Петербург: Элби-Санкт-Петербург, 2002. — 302 с.
2. Болезни органов дыхания: Руководство для врачей: в 4 т. Под ред. Н.Р. Палеева. — Т. 1. — Москва: Медицина, 1989. — 639 с.
3. Гринпи М. А. Патофизиология легких. — Москва: Восточная книжная компания, 1997. — 344 с.
4. Руководство по клинической физиологии дыхания / Ред. Л. Л. Шик, Н. Н. Канаев. — Ленинград, Медицина, 1980. 376 с.
5. Словарь-справочник по физиологии и патофизиологии дыхания / Ред. В. А. Березовский. — Киев: Наукова думка, 1984. — 255 с.
6. Стандартизация легочных функциональных тестов / Европейское сообщество стали и угля. Люксембург, 1993 // Журн. Пульмонология. — 1993. — Приложение.
7. Физиология дыхания / Ред. И. С. Бреслав, Г. Г. Исаев. — Санкт-Петербург: Наука, 1994. — 679 с.
8. Уэст Дж. Физиология дыхания. Основы. Пер. с англ. — Москва: Мир, 1988. — 200 с.