

PHILIPS

Респираторная
поддержка в стационаре

Алгоритм динамической оценки механики дыхания аппарата V680

Аппарат ИВЛ Philips Respironics V680

Fernando Isaza, BS, MS и PE в области электротехники, штатный консультант отдела НИОКР, подразделение по работе с больницами и станциями скорой помощи, Philips Healthcare

Для расчета сопротивления (R) и податливости (C) легких на аппарате Respironics V680 используются его специализированные функции сбора данных и обработки сигналов, позволяющие получать непрерывную динамическую оценку этих параметров для каждого дыхательного цикла. Помимо параметров R и C при вдохе и выдохе аппарат также позволяет оценивать давление плато – как при инвазивной, так и при неинвазивной вентиляции. Алгоритм динамического измерения механики дыхания на аппарате V680 позволяет избежать ограничений, связанных с использованием метода наименьших квадратов, и в то же время обеспечивает ту же точность, что и статические методы, требующие выполнения маневра задержки дыхания во время вдоха.

Введение

Оценка вязкоупругих характеристик дыхательной системы (т. е. механики дыхания) пациентов, находящихся на механической ИВЛ, позволит количественно проанализировать изменения в состоянии этой системы и соответствующим образом адаптировать лечение. Указанные изменения проявляются в поведении кривых потока, давления и объема (рис. 1), измеряемых в дыхательных путях пациента – именно эти кривые используются для оценки вязкоупругих параметров. В современной клинической практике для получения этих оценок используют как статические, так и динамические методы.

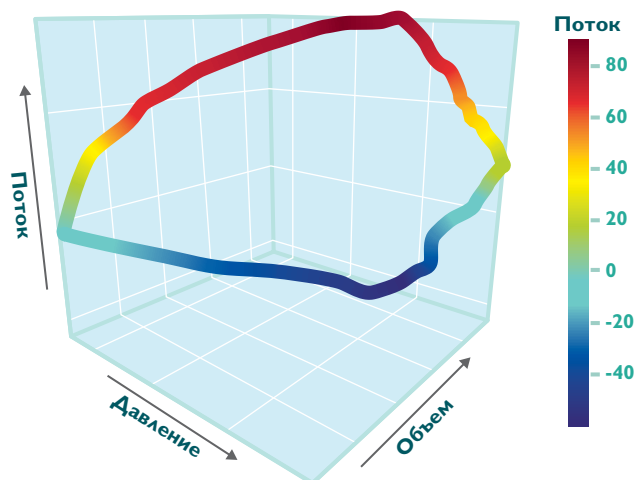


Рис. 1 Соотношение между потоком, давлением и объемом (получено на аппарате, моделирующим работу легкого)

В течение многих лет золотым стандартом таких измерений считались статические методы — скорее всего, это объясняется тем, что они были разработаны путем адаптации методов плетизмографии с постоянным объемом (Dubois, 1956), применявшихся для пациентов с искусственной вентиляцией легких. Статические методы концептуально проще как с физиологической, так и с вычислительной точки зрения, однако требуют прерывания дыхательного потока. Как правило, для этого используют задержку дыхания на вдохе, которая длится достаточно долго, чтобы установилось состояние равновесия. Однако для того чтобы достичь достаточно стабильного («статичного») состояния по давлению, пациента иногда приходится обездвиживать либо применять сильные успокаивающие средства, поэтому рассчитанные значения могут не отражать картины активной вентиляции. В одной из работ встречается даже такое утверждение:

« Статические условия настолько отличаются от условий активной вентиляции, что трудно себе представить, как и зачем применять первые для вторых»
(Lichtwarck-Aschoff, 2000)

Указанные различия являются скорее всего следствием различий в расчетах объема и давления статическими или динамическими методами (Lichtwarck-Aschoff, 2000). Динамические методы, которые могут быть физиологически и вычислительно более сложными, становятся, тем не менее, более предпочтительными, так как не требуют изменения или прерывания дыхания.

Кроме того, динамические методы проще применять, они дают немедленный результат и в целом более чувствительны к параметрам механики дыхания.

Новый динамический подход

В новом алгоритме Dynamic Respiratory Mechanics аппарата V680 реализован динамический подход, который ориентирован на точную оценку податливости и сопротивления легких, а также давления плато. В нем используется тот факт, что при нулевом потоке в легких, разность давлений (т. е. дельта давления) в легких и в контуре пациента также равна нулю. Таким образом, давление в легких равно давлению на входе. Следовательно давление в фазах вдоха и выдоха дыхательного цикла можно измерить, используя значения объема

в два момента времени, когда поток в легкие или из легких равен нулю (в данном случае, в начале физиологического вдоха и в начале физиологического выдоха). Оценку податливости при вдохе следует использовать, только если пациент был неактивен на протяжении этой фазы, в противном случае необходимо использовать оценку, полученную в фазу выдоха. Сопротивление в фазы вдоха и выдоха измеряется в моменты времени, соответствующие максимальной величине потока при вдохе и минимальной величине потока при выдохе.

Выбор именно этих временных точек объясняется тем, что, как известно, сопротивление зависит от величины потока в объеме измерения: чем выше поток в дыхательных путях, тем выше их сопротивление, и наоборот. Такой способ расчета позволяет получать данные о максимальном сопротивлении во время различных фаз дыхательного цикла. Как и в случае с податливостью, оценки сопротивления, полученные в фазы вдоха и выдоха, будут точны, только если пациент был неактивен на протяжении соответствующей фазы. Чаще всего, хотя и не всегда, пациент неактивен во время фазы выдоха, поэтому оценка, полученная именно в эту фазу, бывает наиболее полезна.

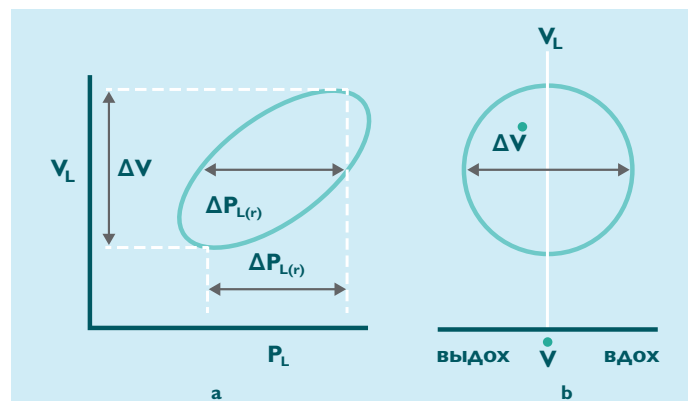


Рис. 2 Кривые зависимости (а) объема от давления и (б) объема от потока, полученные для одного дыхательного цикла с разностью объемов (ΔV) и приращением упругого давления ($\Delta P_{L(e)}$) используются для расчета податливости, а разность потоков при вдохе и выдохе ($\Delta \dot{V}$) и разность резистивного давления ($\Delta P_{L(r)}$) – для расчета сопротивления (из Loring, 1998, адаптировано).

Динамическая оценка податливости

Используемый в аппарате V680 алгоритм динамической оценки податливости основан на следующем уравнении движения для вентиляции легких.

$$P_{\text{mus}} = R * QL + VL/CL - P_{\text{prox}}$$

Здесь:

P_{mus} = давление, создаваемое дыхательными мышцами;

QL = поток в легких

VL = объем легких;

P_{prox} = давление в просвете дыхательных путей.

В частном случае, когда QL и P_{mus} равны нулю

($P_{\text{mus}} = 0$, если пациент неактивен),

уравнение движения преобразуется к виду:

$$P_{\text{prox}} = VL/CL \text{ и, следовательно, } CL = VL/P_{\text{prox}}$$

Отсюда, как и в традиционных статических методах, для получения оценки податливости измеренное изменение объема нужно разделить на оценку изменения давления. Измерения в точках нулевого потока используются для вычисления различий между соответствующими значениями объема и давления, которые необходимы для расчета податливости в фазы вдоха и выдоха. (См. график и формулы ниже.)

Заметим, что в тех точках, где $Physio_IE$ изменяется скачком от 0 до 80 и от 80 до 0, значение $Q_{\text{Lung}} = 0$.

$$C_{\text{INH}} = (V_{\text{BOPE}} - V_{\text{BOPI}}) / (P_{\text{PLAT}} - PEEP_{\text{INTR}})$$

Здесь:

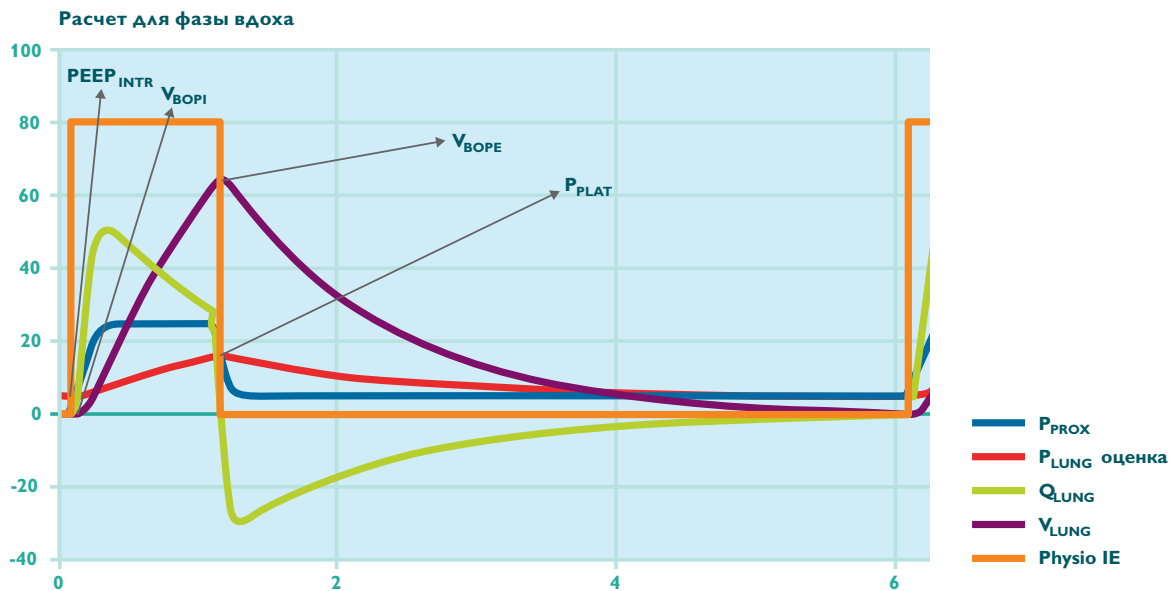
C_{INH} – оценка податливости легких в фазу вдоха;

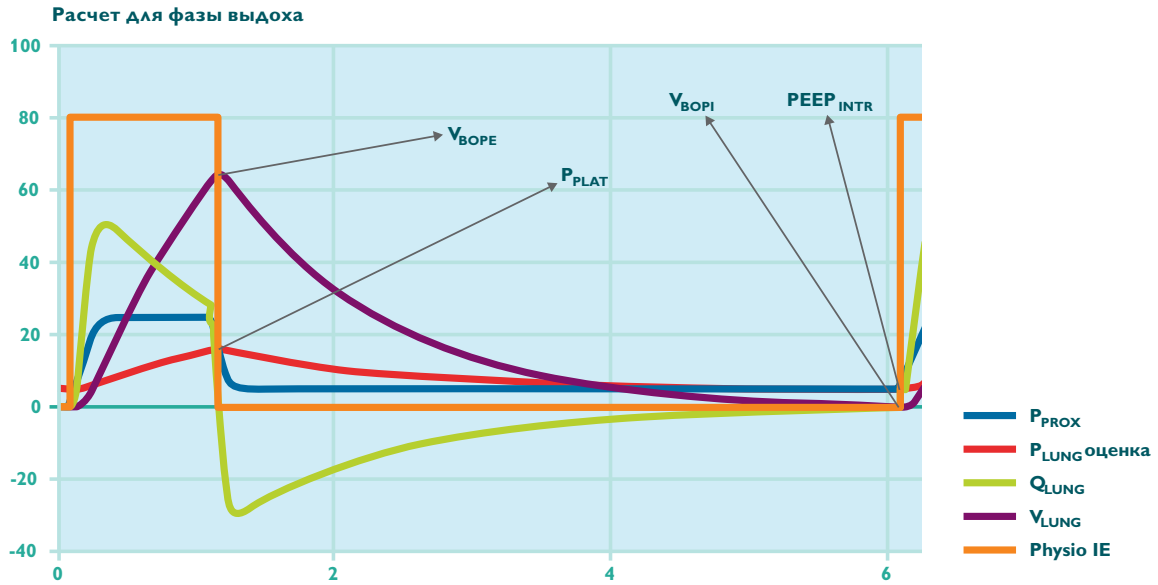
V_{BOPE} – объем в начале физиологического выдоха;

V_{BOPI} – объем в начале физиологического вдоха;

P_{PLAT} – проксимальное давление, измеренное в начале физиологического выдоха (давление плато);

$PEEP_{\text{INTR}}$ – проксимальное давление, измеренное в начале физиологического вдоха (внутреннее ПДКВ). В этой точке поток в легких равен нулю (0) и следовательно давление в легких равно проксимальному давлению.





$$C_{EXH} = (V_{BOPI} - V_{BOPE}) / (PEEP_{INTR} - P_{PLAT})$$

Где:

C_{EXH} – оценка податливости легких в фазу вдоха.

Заметим, что в формуле появились параметры P_{PLAT} и $PEEP_{INTR}$.

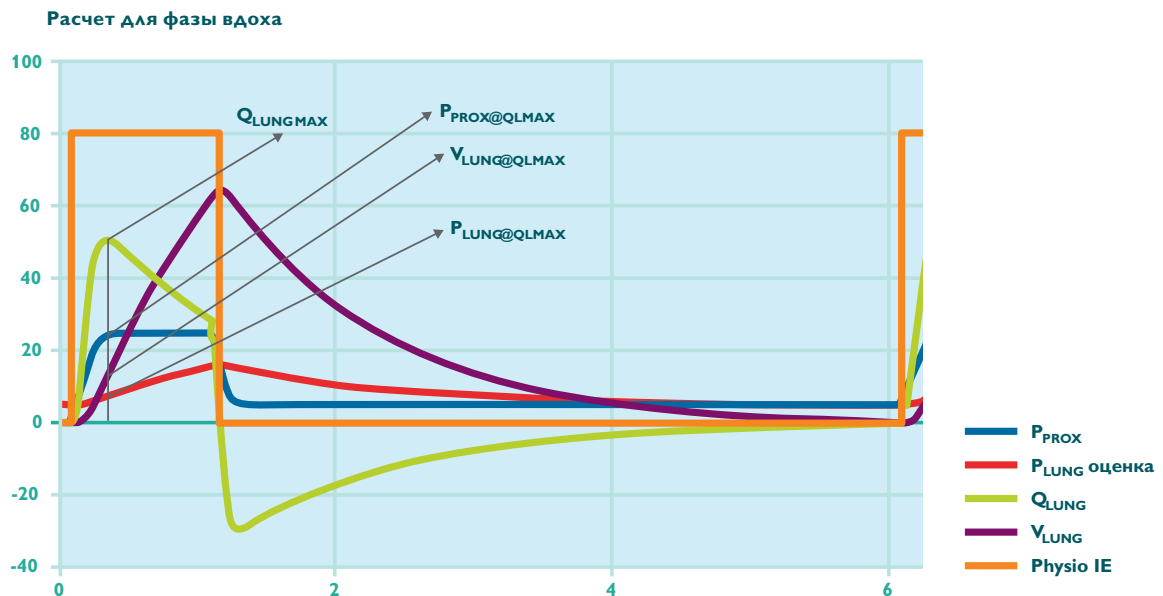
P_{PLAT} – это измеренное остаточное давление в легких в конце физиологического вдоха (то есть при нулевом потоке в легких).

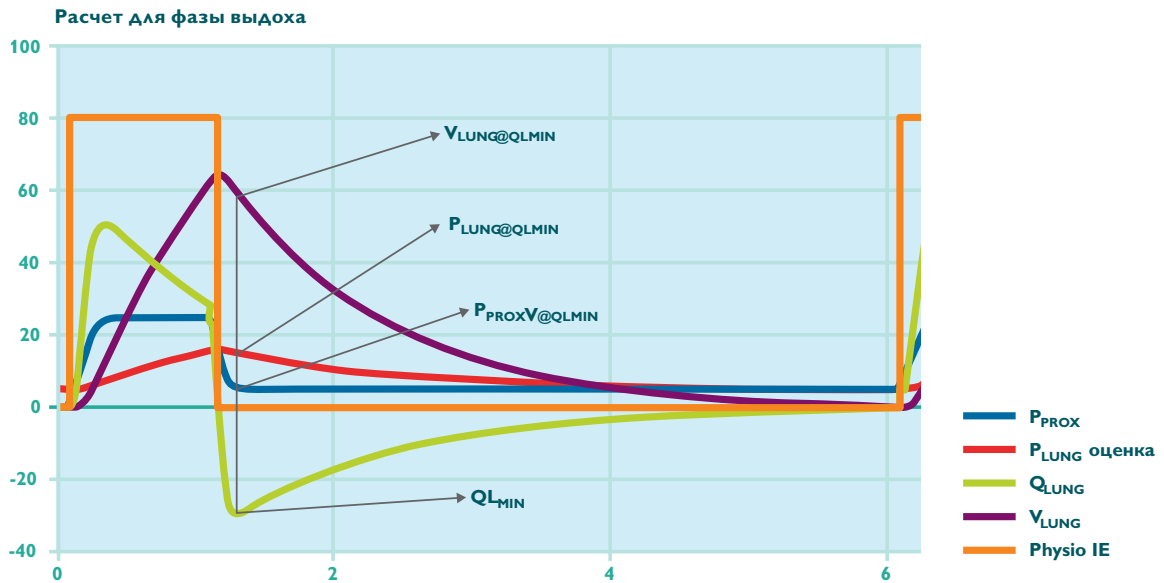
Аналогичным образом, $PEEP_{INTR}$ – измеренное остаточное давление в легких в конце физиологического выдоха (то есть также при нулевом потоке в легких). Эти два измерения редко соответствуют истинному состоянию покоя, однако они очень важны, так как содержат информацию, которую при наблюдении во времени можно использовать для оценки результатов лечения пациента. Эластичность вычисляют

как величину, обратную податливости. Для измерения эластичности используют единицы cmH_2O/l .

Динамическая оценка податливости

Оценки податливости легких, вычисленные, как описано выше, используются в вентиляторе V680 для расчета сопротивления при вдохе и выдохе. Как и в традиционных алгоритмах, метод, используемый в аппарате V680 для определения динамического сопротивления, основан на вычислении отношения приводящего давления (driving pressure) к потоку. Приводящее давление в данном случае определяется как разность между двумя значениями давления во входящем и исходящем потоках. При вдохе точка максимального потока используется в качестве референтной точки для определения точки измерения давления и точки измерения объема (см. рис. ниже).





Расчет для фазы вдоха

$$R_{LUNG_INH} = (P_{PROX@QLmax} - P_{LUNG@QLmax}) / Q_{LUNG_max}$$

Здесь:

R_{LUNG_INH} – оценка сопротивления легких в фазу вдоха в момент времени, когда поток в легких максимален;

$P_{PROX@QLmax}$ – проксимальное давление, измеренное в референтной точке потока при вдохе (т.е. Q_{LUNG_max});

$P_{LUNG@QLmax} = P_{PLAT} - [(V_{BOPE} - V_{LUNG@QLmax}) / C_{INH}]$ – оценка давления в легких в референтной точке потока при вдохе;

Q_{LUNG_max} – оценка пикового потока при вдохе;

P_{PLAT} – проксимальное давление, измеренное в начале физиологического выдоха (давление плато);

V_{BOPE} – объем в начале физиологического выдоха;

$V_{LUNG@QLmax}$ – объем в референтной точке кривой потока при вдохе;

C_{INH} – податливость при вдохе, рассчитанная для данного цикла дыхания.

Поскольку в режиме вентиляции с контролем по объему и прямоугольной формой профиля потока максимальное значение потока в конце вдоха такое же, как и на раннем этапе этой фазы, для расчета сопротивления используется значение пикового потока, измеренное ближе к концу вдоха (аналогично тому, как это делается в статическом методе).

Расчет для фазы выдоха

$$R_{LUNG_EXH} = (P_{PROX@QLmin} - P_{LUNG@QLmin}) / Q_{Lmin}$$

Здесь:

R_{LUNG_EXH} – оценка сопротивления легких при выдохе в момент времени, когда поток в легких максимален;

$P_{PROX@QLmin}$ – проксимальное давление, измеренное при выдохе в точке максимального отрицательного потока;

P_{PLAT} – проксимальное давление, измеренное в начале физиологического выдоха (давление плато);

$P_{LUNG@QLmin} = P_{PLAT} - [(V_{BOPE} - V_{LUNG@QLmin}) / C_{EXH}]$ – оценка давления в легких в точке максимального отрицательного потока во время выдоха;

$V_{LUNG@QLmin}$ – объем в точке максимального отрицательного потока при выдохе;

C_{EXH} – податливость при выдохе, рассчитанная для данного цикла дыхания;

Q_{Lmin} – максимальное отрицательное значение потока при выдохе.

Для измерения сопротивления используют единицы $cmH_2O/L/c$.

Поскольку аппарат V680 регистрирует данные давления и потока непрерывно, используемый в этом аппарате алгоритм имеет следующие особенности:

- В алгоритме используются методы интерполяции сигналов давления, потока и объема, позволяющие повысить точность их оценки при переходе через нулевой уровень (например, в начале вдоха или выдоха).
- Более высокая по сравнению с традиционными методами частота дискретизации данных (1 кГц вместо 100 Гц и менее).

Преимущества аппарата V680

Используемый в аппарате V680 алгоритм расчета имеет очень важные особенности:

- Он позволяет рассчитывать значения как в статике, так и в динамике.
- Почти во всех случаях (за исключением наиболее критических) данный алгоритм, в отличие от статических методов, не требует проведения маневра задержки дыхания. Это означает, что не нужно изменять режим вентиляции, когда текущий режим работы отличен от VCV, и не нужно проверять состояние пациента во время статического маневра – все это существенно экономит время врача.
- Как и в любых других измерениях параметров механики дыхания, податливость и сопротивление легких при вдохе будут рассчитаны неточно, если пациент активно дышит или даже только инициирует дыхание. В таких случаях аппарату V680 используются для расчетов измерения, полученные при выдохе, так как в эту фазу пациент, как правило, не активен.

- Для оценки параметров дыхания аппарату V680 требуется очень небольшой объем данных, а результаты расчетов не зависят от длительности фаз дыхания. В отличие от этого, в статических методах расчета, например в методе наименьших квадратов, используются все данные, полученные за цикл или часть цикла дыхания. Кроме того, если вентиляция проводится с укороченной длительностью вдоха, использование метода наименьших квадратов (МНК) может привести к заниженной оценке податливости и к завышенной оценке или заниженной оценке сопротивления. Это обусловлено двумя причинами. Во-первых, для расчета значений податливости и сопротивления легких алгоритму МНК требуется некий минимальный набор данных. Во-вторых, оценка МНК – это значение, которое наилучшим образом аппроксимирует данные, а поскольку сопротивление легких зависит от потока, а податливость легких – от объема, оценка МНК дает, как правило, усредненное значение.

Кроме того, как было показано в экспериментах, при отсутствии активности пациента, динамическое и статическое значения давления плато тесно связаны между собой.

Список литературы

- Albaiceta GM, Blanch L, Lucangelo U. Static pressure-volume curves of the respiratory system: were they just a passing fad? *Curr Opin Crit Care*. 2008 Feb;14(1):80-6.
- Avanzolini G, Barbini P, Cappello A, Cevenini G. Influence of flow pattern on the parameter estimates of a simple breathing mechanics model. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1995 Apr;42(4):394-402.
- DuBois, AB, Botelho, SY, Comroe (Jr), JH. A new method for measuring airway resistance in man using a body plethysmograph; values in normal subjects and in patients with respiratory disease. *J. Clin. Invest.* 1956;35:327-335.
- Lichtwarck-Aschoff M, Kessler V, Sjöstrand UH, Hedlund A, Mols G, Rubertsson S, Markström AM, Guttman J. Static versus dynamic respiratory mechanics for setting the ventilator. *Br J Anaesth*. 2000 Oct;85(4):577-86.
- Loring, SH. *Mechanics of the Lungs and Chest Wall in Physiological Basis of Ventilatory Support*. Edited by John J. Marini and Arthur S. Slutsky. New York, Marcel Dekker, Inc. 1998:183.
- Maltais F, Reissmann H, Navalesi P, Hernandez P, Gursahaney A, Ranieri VM, Sovilj M, Gottfried SB. Comparison of static and dynamic measurements of intrinsic PEEP in mechanically ventilated patients. *Am J Respir Crit Care Med*. 1994 Nov;150(5 Pt 1):1318-24.
- Marini, JJ. Lung mechanics determinations at the bedside – instrumentation and clinical application. *Resp Care*. 1990;35(7):669-696.
- Mead J, Collier C. Relation of volume history of lung to respiratory mechanics in anesthetized dogs. *J Appl Physiol* 1959;14:669–78.
- Schumann S, Burcza B, Haberthür C, Lichtwarck-Aschoff M, Guttman J. Estimating intratidal nonlinearity of respiratory system mechanics: a model study using the enhanced gliding-SLICE method. *Physiol Meas*. 2009 Dec;30(12):1341-56.
- Truwit JD, Marini JJ. Evaluation of Thoracic Mechanics in the Ventilated Patient - Part 1: Primary Mechanics. *J Crit Care*. 1988;3(2):133-150.
- Uhl RR, Lewis FJ. Digital computer calculation of human pulmonary mechanics using a least squares fit technique. *Comput Biomed Res*. 1974 Oct;7(5):489-95.
- Vassiliou MP, Petri L, Amygdalou A, Patrani M, Psarakis C, Nikolaki D, Georgiadis G, Behrakis PK. Linear and nonlinear analysis of pressure and flow during mechanical ventilation. *Intensive Care Med*. 2000 Aug;26(8):1057-64.
- Wald A, Jason D, Murphy TW, Mazzia VD. A computer's system for respiratory parameters. *Comput Biomed Res*. 1969 Oct;2(5):411-29.



Адреса офисов компании Philips «Здравоохранение» в России, Казахстане, Беларуси, странах Средней Азии и Кавказа

Москва,
ул. Сергея Макеева, 13,
Россия, 123022

Санкт-Петербург,
Аптекарская наб., 20а,
Россия, 197022

Казань,
ул. Право-Булачная, 35/2,
БЦ «Булак», 4-й этаж,
Россия, 420111

Казахстан,
ул. Манаса, 32А, БЦ «SAT»,
офис 503, г. Алматы
Республика Казахстан, 050008
8 800 080-0123
(с 12:00 до 0:00 без выходных,
звонок с территории Казахстана
с городских и мобильных
телефонов бесплатный)

Беларусь,
8 820 0011-0068
(с 9:00 до 21:00 без выходных,
звонок с территории РБ
с городских и мобильных
телефонов
бесплатный)

8-800-200-0881 (звонок с любого телефона по России бесплатный)

© 2015 Koninklijke Philips N.V. Все права защищены.
Технические характеристики могут изменяться без уведомления. Товарные
знаки являются собственностью компании Koninklijke
Philips N.V. (Royal Philips) или их соответствующих владельцев.
Регистрационное удостоверение

www.philips.com/V680
Данная брошюра предназначена только для контрагентов ООО
«ФИЛИПС» и медицинских работников.

4522 991 07651 * ФЕВ 2015