

ПРОПОРЦИОНАЛЬНАЯ ВСПОМОГАТЕЛЬНАЯ ВЕНТИЛЯЦИЯ

Мазурок В. А.

Федеральное государственное бюджетное учреждение
«Национальный медицинский исследовательский центр имени
В. А. Алмазова» Министерства здравоохранения Российской
Федерации, Санкт-Петербург, Россия

Контактная информация:

Мазурок Вадим Альбертович,
ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова»
Минздрава России,
ул. Аккуратова, д. 2, Санкт-Петербург,
Россия, 197341.
E-mail: vmazurok@mail.ru

*Статья поступила в редакцию 02.11.2019
и принята к печати 26.11.2019.*

Резюме

Идея пропорциональной вспомогательной вентиляции легких, при которой респираторный паттерн — частоту и глубину дыхания — задает сам пациент, была высказана в 1992 году, однако до сих не нашла широкого практического применения. Одной из возможных причин тому является сложный алгоритм настройки режима на респираторах первых поколений. Со временем накопленный массив информации о раннем поражении диафрагмы в результате ее атрофии у пациентов, находящихся на респираторной поддержке, лег в основу осознания важности поддержания физиологического состояния диафрагмы во время искусственной вентиляции легких и обусловил появление термина «миотравма». На рубеже XXI века идея максимально возможного сохранения самостоятельного дыхания у пациента во время проведения механической вентиляции легких реализовалась в формировании концепции «диафрагма-протективной вентиляции». Стала очевидной необходимость дальнейшего развития технологий вспомогательной вентиляции легких, призванных уменьшить риск повреждения диафрагмы, снизить частоту асинхронии в паре «пациент–респиратор», облегчить процесс отлучения пациента от аппарата искусственной вентиляции легких. Настоящая статья, основанная на данных литературы и собственном клиническом опыте использования пропорциональной вентиляции, описывает особенности настройки режима на разных респираторах, расставляет акценты, необходимые для успешного клинического использования пропорциональной вентиляции легких. Описывает условия ее проведения, преимущества и ограничения.

Ключевые слова: пропорциональная вентиляция, работа дыхания, диафрагма-протективная.

Для цитирования: Мазурок В.А. Пропорциональная вспомогательная вентиляция. Трансляционная медицина. 2020;7(1):39–52. doi:10.18705/2311-4495-2020-7-1-39-52

PROPORTIONAL ASSIST VENTILATION

Mazurok V. A.

Almazov National Medical Research Centre, Saint Petersburg, Russia

Corresponding author:

Mazurok Vadim A.,
Almazov National Medical Research Centre,
Akkuratova str. 2, Saint Petersburg, Russia,
197341.
E-mail: vmazurok@mail.ru

Received 02 November 2019; accepted
26 November 2019.

Abstract

The idea of proportional assist ventilation, in which the patient himself sets the respiratory pattern — the frequency and depth of breathing — was suggested in 1992, but has not yet found widespread practical application. One of the possible reasons for this is the complex algorithm of regime adjustment on first-generation respiratory devices. Over time, the accumulated body of information on the early damage of the diaphragm because of its atrophy in patients on respiratory support formed the basis of the awareness of the importance of maintaining the physiological state of the diaphragm during artificial lung ventilation and led to the emergence of the term “myotrauma”.

At the turn the 21st century, the idea of the maximum possible preservation of spontaneous breathing of the patient during mechanical lung ventilation realized in the formation of the concept of “diaphragm-protective ventilation”. The need for further development of assisted lung ventilation technologies designed to reduce the risk of diaphragm damage, the frequency of asynchrony in the pair “respirator-patient”, and to facilitate the process of weaning of the patient from the artificial lung ventilation became apparent. This article, based on scientific literature and own clinical experience of using proportional ventilation, describes the peculiarities of regime adjustment on different respirators, places the accents necessary for successful practical use of proportional lung ventilation. Describes key conditions for its use, advantages and limitations.

Key words: proportional ventilation, work of breathing, diaphragm-protective.

For citation: Mazurok VA. Proportional assist ventilation. Translyatsionnaya meditsina=Translational Medicine. 2020;7(1):39–52. (In Russ.). doi:10.18705/2311-4495-2020-7-1-39-52

Список сокращений: ДО — дыхательные объемы; ПБВ/PAV, PAV+ (Proportional Assist Ventilation) — пропорциональная вспомогательная вентиляция; NAVA (Neurally Adjusted Ventilatory Assist) — нейронно-регулируемая респираторная поддержка; PPS (Proportional Pressure Support) — пропорциональная поддержка давлением; PPV (Proportional Pressure Ventilation) — вентиляция с пропорциональной поддержкой давлением.

В основе алгоритма пропорциональной вспомогательной вентиляции (ПБВ, PAV+ — Proportional Assist Ventilation; PPS — Proportional Pressure Support; PPV — Proportional Pressure Ventilation; NAVA — Neurally Adjusted Ventilatory Assist) лежит идея сохранения постоянной пропорции между ра-

ботой дыхания больного и его поддержкой аппаратом в условиях, когда показатели биомеханики дыхания — резистанс (R), комплаенс (C) и интенсивность дыхательных попыток — меняются. Такой принцип позволяет, освобождая больного от избыточной механической работы дыхания, в то же время повысить дыхательный комфорт за счет того, что величина давления поддержки управляется интенсивностью дыхательных попыток пациента.

Известный за рубежом уже более 25 лет, алгоритм с момента своего создания претендовал на некую исключительность как единственный в своем роде вид вспомогательной вентиляции, полностью управляемый пациентом. Как частота дыхания, так и давление поддержки задаются больным, в то время как за респиратором сохраняется только задача

сохранения работы дыхания на постоянном уровне. По существу, PAV — это вариант поддержки переменным давлением, кривая которого может значительно варьировать в зависимости от созданной больным скорости потока и дыхательного объема.

Идеологические основы PAV заложены в так называемом The Goldilocks Principle, отражающем особенности подбора оптимального давления поддержки при Pressure Support: оно должно быть не слишком высоким и не слишком низким, а точно таким, какое «необходимо».

По сути, The Goldilocks Principle — принцип Маши из сказки «Три медведя». Популярная английская детская сказка «Златовласка и три медведя» была переведена на многие языки мира. На русском языке широкое распространение она получила в пересказе Льва Толстого. В наиболее распространенной английской версии девочку зовут Златовласка (англ. Goldilocks, дословно Златокудрая). У Льва Толстого героиня изначально не имела имени и называлась просто «одна девочка». Позднее в русском варианте закрепилось имя Маши по аналогии с героиней популярной русской сказки «Маша и медведь» [1].

Ясно, что слишком сильная или слишком слабая поддержка могут в равной мере задерживать отлучение пациента от респиратора. В первом случае из-за недостаточной тренированности дыхательной мускулатуры, во втором — вследствие ее повышенного утомления.

Осознание важности сохранения физиологической функции дыхательной мускулатуры и, прежде всего, диафрагмы, как для снижения частоты и выраженности асинхронии в паре «пациент–респиратор», так и для успешного отлучения пациента от искусственной вентиляции легких, нашло отражение в современной концепции диафрагма-защитной вентиляции (англ. Diaphragm-Protective Ventilation [2, 3]). Тогда как риск мышечной дисфункции, развивающейся у находящихся на искусственной вентиляции легких пациентов, получил свой термин — миотравма, что подразумевает мышечную слабость диафрагмы в результате ее повреждения или атрофии [4].

Идеология диафрагма-защитной вентиляции излагается следующими позициями:

- дисфункции диафрагмы теоретически можно избежать;
- дисфункция диафрагмы развивается уже с первых часов вентиляции — следовательно начинать профилактику нужно рано [5];
- диафрагма-защитная вентиляция представляет собой новую возможность ускорить восстановление самостоятельного дыхания и улучшить клинические результаты;

- важно поддерживать необходимое инспираторное усилие, избегая асинхронии;
- пропорциональные режимы (PAV+, PPV и др.) помогают исключить недостаточную активность диафрагмы;
- нужен мониторинг усилий диафрагмы.

Все вышеизложенное послужило возрождению интереса к алгоритму респираторной поддержки, преследующему предотвращение развития мышечной слабости посредством сохранения физиологического паттерна работы дыхательной мускулатуры [6]. Алгоритм пропорциональной вспомогательной вентиляции представлен на респираторах разных производителей: PAV+ («Puritan Bennett 840 и «Puritan Bennett 980»), PPS («Dräger Evita 4» и «Dräger Evita Excel») и PPV («Philips Respironics V680»). Причем последний осуществляется только в неинвазивном варианте.

Для установки режима ПВВ на респираторе «Dräger Evita 4» или «Dräger Evita Excel», где он имеет коммерческое название Proportional Pressure Support, необходимо задать:

- Volume Assist (VA, англ. «помощь объемом») в %;
- Flow Assist (FA, англ. «помощь потоком») в %;
- P_{EEP} (PEEP).

Заданные значения Volume Assist и Flow Assist указывают, какие доли эластической (VA) и «резистивной» (FA) механической работы дыхания аппарат должен сохранять за собой при разных паттернах дыхания больного. Например, настройки в 80 % VA и 50 % FA означают, что аппарат должен выполнять 4/5 эластической работы (увеличивая объем самостоятельной попытки на 80 %) и 1/2 «резистивной» работы (увеличивая на 50 % величину потока, создаваемого пациентом самостоятельно). Таким образом, доля участия пациента в полной механической работе дыхания составит 20 % для эластической и 50 % для «резистивной» работы соответственно. Технически это означает, что во время фазы вдоха аппарат непрерывно мониторирует поток и объем, механически «поддерживая» эти параметры в заданной врачом пропорции.

Достаточно сложный и интуитивно малопонятный алгоритм установки режима PPS на респираторах Dräger не способствовал его широкому использованию и породил впечатление об ошибочности идеи пропорциональной вентиляции как таковой.

Осознавая, что генерируемое респиратором на вдохе избыточное давление в контуре является, по сути, единственным инструментом реализации как искусственной, так и вспомогательной вентиляции легких, разработчики дыхательных

аппаратов «Puritan Bennett» пошли путем упрощения, что сделало настройку режима более логичной и дружелюбной.

Для установки режима ПБВ на респираторах «Puritan Bennett 840» и «Puritan Bennett 980», где он имеет коммерческое название Proportional Assist Ventilation, (PAV+), необходимо задать:

- Proportional Assist (PA, англ. «пропорциональная поддержка») в %;
- P_{EEP} (PEEP);
- чувствительность триггеров вдоха и выдоха;
- тип трахеальной трубки (эндотрахеальная, трахеостомическая) и ее диаметр.

Среди перечисленных настроек определяющей суть режима является процент «общей» поддержки (PA), задаваемый в границах 5–95 %. В случае установки 95 % поддержки, пациенту останется выполнить только 5 % работы дыхания, тогда как при установке 5 % поддержки, практически всю работу дыхания (95 %) пациент будет вынужден выполнять сам. Таким образом, установка PA означает «ручное» дозирование нагрузки.

С учетом того, что выставленный процент поддержки (доля участия респиратора в общей работе

дыхания) фиксирован, в абсолютном исчислении это означает, что при большем дыхательном усилии пациента респиратор будет помогать больше, тогда как при меньшем — меньше. В качестве аналога такого взаимодействия в паре «человек–машина» можно привести работу гидроусилителя руля: чем активнее водитель крутит руль (например, при парковке автомобиля), тем сильнее работает гидроусилитель, облегчая повороты руля.

О корректности настроек режима PAV+ можно судить визуально, оценивая расположение двух электронных «бегунков» на шкале работы дыхания (рис. 1).

Один из них (правый) отражает актуальные показатели общей работы дыхания (WOB_{TOT}) в Дж/л, а другой (левый) — долю работы, затрачиваемой пациентом (WOB_{PT}). В свою очередь бегунок работы дыхания пациента содержит цветовую индикацию, показывающую вклад эластичной (E) и резистивной (R) нагрузок (рис. 1), что помогает составить представление о доминирующем характере нарушений механики аппарата внешнего дыхания у пациента — рестриктивный или обструктивный.

В зависимости от выбранной поддержки расположение бегунков будет меняться: чем больше



Рис. 1. Общая работа дыхания (WOB_{TOT}) и работа дыхания, затрачиваемая пациентом (WOB_{PT}), в реальном времени в режиме PAV+ на респираторах «Puritan Bennett 840» и «Puritan Bennett 980». Указатель работы дыхания пациента (WOB_{PT}) отражает долю эластичной (E) и резистивной (R) нагрузок



Рис. 2. Изменение положения указателей общей работы дыхания (WOB_{TOT}) и работы дыхания пациента (WOB_{PT}) в зависимости от доли механической поддержки. При поддержке 95 % (слева) указатели максимально удалены друг от друга, т. е. 95 % работы дыхания выполняется респиратором; при поддержке 5 % (справа) — максимально сближены, т. е. 95 % работы дыхания выполняет пациент

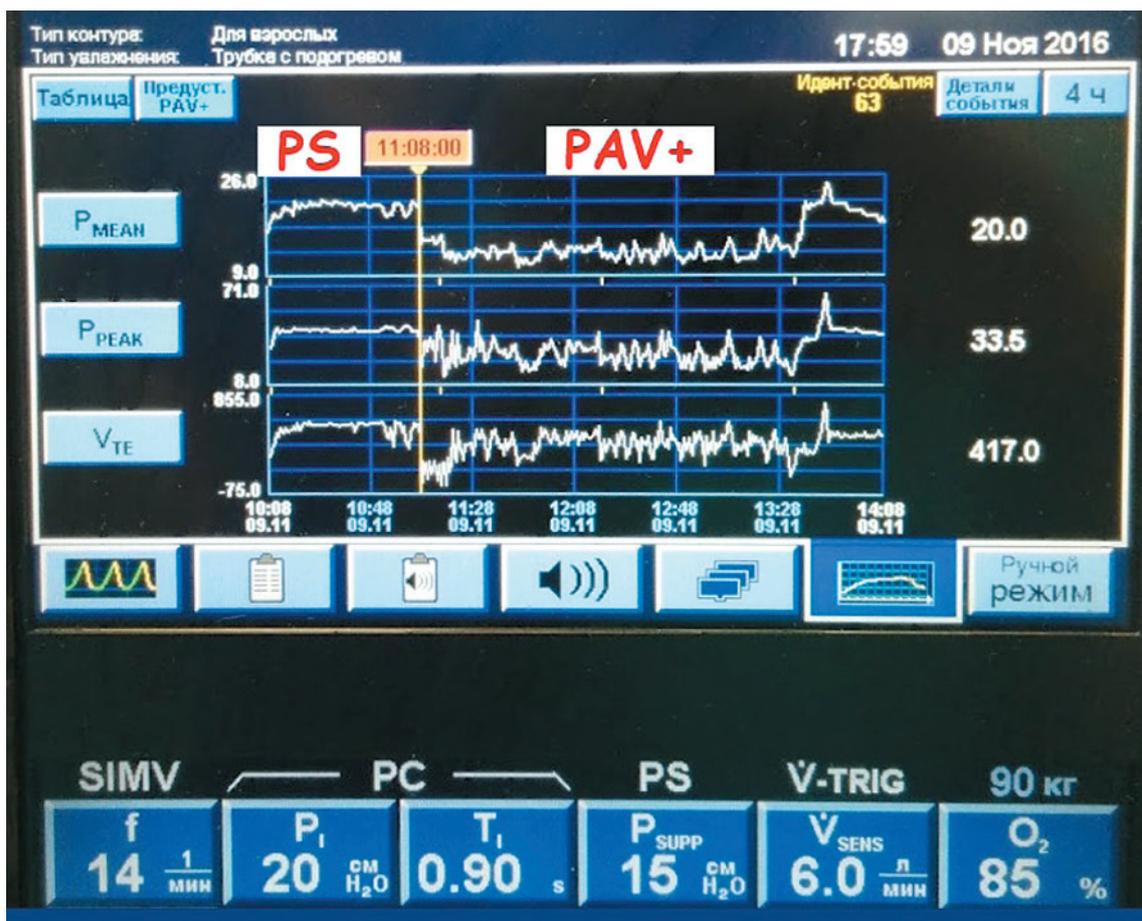


Рис. 3. Переход с режима PS на режим PAV+ сопровождается существенным снижением среднего внутригрудного давления (P_{MEAN}), а также значительной изменчивостью пикового давления (P_{PEAK}) и дыхательных объемов (V_{TE})

поддержка, тем меньше работа пациента, соответственно бегунки находятся на большем удалении друг от друга, и наоборот (рис. 2).

При прочих равных, задача оператора сохранять работу дыхания пациента (WOB_{PT}) в зеленой зоне, тогда как нахождение бегунка левее, в желтой зоне, означает чрезмерную компенсацию (избыточную разгрузку мышц), а правее — недостаточную (риск перегрузки и утомления мышц). По сути пропорциональная вентиляция является «импровизацией» на тему вспомогательной вентиляции с поддержкой давлением (Pressure Support), однако принципиально иной алгоритм работы определяет серьезные отличия. В частности, «дозированность» поддержки при пропорциональной вентиляции в соответствии с паттерном самостоятельного дыхания пациента реализуется, во-первых, большей вариабельностью дыхательных объемов, а во-вторых, снижением положительного внутригрудного инспираторного давления (рис. 3).

О возможности с помощью PAV+ ограничивать так называемое несущее давление (Driving Pressure) — один из ключевых повреждающих легкие факторов, обусловленных проведением искус-

ственной вентиляции легких — существует уже немало литературных свидетельств [7–10]. Снижение положительного инспираторного давления минимизирует и негативные гемодинамические эффекты искусственной вентиляции легких. Последнее может оказаться особенно значимым у пациентов со скломпрометированной насосной функцией миокарда, гиповолемией и т. п. Наконец, приведено достаточное количество аргументов в пользу того, что широкая (т. е. физиологическая) вариабельность дыхательных объемов важна для снижения риска развития асинхронии между пациентом и респиратором и повышения дыхательного комфорта [11–21]. В значительно большей вариабельности как дыхательных объемов (V_{TE}), так и пикового инспираторного давления (P_{PEAK}) при PAV+, по сравнению с Pressure Support, несложно убедиться, рассматривая записанные тренды пропорциональной вентиляции (рис. 4).

Особого внимания на рисунке 4 заслуживает кривая минутной вентиляции легких ($V_{\text{E TOT}}$), из которой следует, что при Pressure Support минутная вентиляция оказалась более изменчива, нежели при PAV+. Принимая во внимание относительную

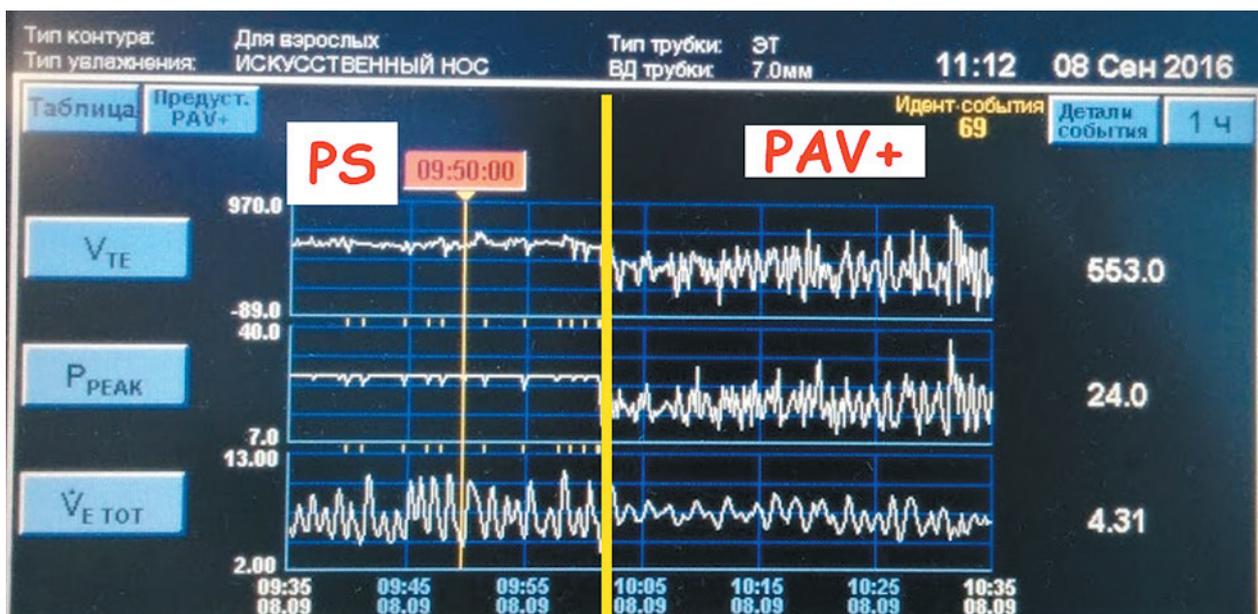


Рис. 4. Тренды показателей дыхательных объемов (V_{TE}), пикового давления в дыхательных путях (P_{PEAK}) и минутного объема вентиляции ($V_{E\text{TOT}}$) при переходе с режима PS на режим PAV+. Видно, что во время вентиляции в режиме PAV+ отмечается выраженная (физиологическая) вариабельность дыхательных объемов и пикового инспираторного давления, тогда как минутная вентиляция, напротив, становится более стабильной, что отражает сохранную физиологическую ауторегуляцию дыхания во время пропорциональной вентиляции

стабильность дыхательных объемов (V_{TE}) во время Pressure Support, единственным объяснением такого «противоречия» остается вариабельность частоты дыхательных движений, в чем легко убедиться, если просмотреть тревоги, выданные респиратором за анализируемый промежуток времени (рис. 5).

Согласно анализу тревог, представленных на рисунке 5, при проведении пропорциональной вентиляции пациент периодически выполнял «слишком глубокие вдохи», тогда как при Pressure Support аппарат часто фиксировал эпизоды апноэ. Последнее, к сожалению, достаточно частый результат неверных настроек респиратора — избыточного давления поддержки и недостаточного (по умолчанию 15–20 секунд) времени апноэ, что приводит сначала к гипокпнии с физиологической задержкой дыхания, а затем к неоправданному включению аварийной управляемой вентиляции. Эффективным средством устранения таких проблем является настройка корректного давления поддержки и длительности апноэ (оптимально 50–60 секунд), что позволит сохранить центральную ауторегуляцию самостоятельного дыхания пациента.

Относительно большие дыхательные объемы, отмечаемые при переводе пациентов с «традиционной» на пропорциональную вентиляцию [8], не стоит рассматривать в качестве негативного и тем более повреждающего легкие фактора. Во-первых, пото-

му что дыхательные объемы (ДО) у здоровых людей весьма вариабельны (5–16 мл/кг), причем более половины испытуемых «выбирают» ДО > 8 мл/кг [22]. В этом отношении ДО при PAV+ составляет 4–15 мл/кг, то есть он практически столь же вариабелен, как у здоровых. Кроме того, описан феномен «независимого ДО», означающий, что свыше определенной поддержки дыхательные объемы становятся независимы от ее уровня [23, 24]. Автором, однако, такой «независимости» отмечено не было, напротив, алгоритм работает достаточно прогнозируемо: больше поддержка — больше дыхательный объем.

Существуют и другие литературные свидетельства не в пользу «малых» ДО. В частности, вероятной причиной необходимости седации и релаксации является то, что более половины пациентов принуждены принять ДО значительно ниже комфортного, что вызывает дистресс неудовлетворенности вдохом [25] и увеличивает частоту развития делирия [26]. В этой связи неудивительно, что большинство пациентов при возможности дышат с дыхательными объемами выше «рекомендованных», причем без признаков перерастяжения легких. Показано, что эффекты малых ДО ассоциированы с повышением приобретенной в отделении реанимации и интенсивной терапии мышечной слабости [27], большей частотой асинхронии [28], коллапсом легочной ткани [29]. В противовес ле-

точно-падающей вентиляции, получившей широкое практическое распространение, выдвигается иная концепция, постулирующая, что «контроль пациента над своим дыханием является достойным легочно-защитным механизмом» [30].

Как ранее уже было отмечено, свидетельством сохранной ауторегуляции самостоятельного дыхания является значительная вариабельность дыхательных объемов, что можно наблюдать при проведении пропорциональной вентиляции (рис. 6).

На рисунке 6 видно, что при неизменной доле поддержки (РА 30 %) в абсолютных цифрах дыхательный объем (V_{TE}) значительно колеблется — от 355 до 1482 мл (указано стрелками).

Критериями эффективности пропорциональной вентиляции (как и любого другого вспомогательного режима) следует считать «нормальные» частоту дыхательных движений и дыхательные объемы (рис. 7).

На рисунке 7 видно, что при 15 % поддержки (слева) общая частота дыханий (f_{TOT}) 30/мин, а дыхательный объем (V_{TE}) 206 мл, то есть у пациента отмечается частое и поверхностное дыхание, что свидетельствует о недостаточности поддержки вдоха, несмотря на то, что бегунок работы дыхания находится в зеленой зоне. Напротив, при 85 % поддержки (справа) общая частота дыханий у этого же пациента 24/мин, а дыхательный объем 518 мл.

Опыт практического применения PAV+ и других режимов, функционирующих на основе алгоритма пропорциональной вентиляции, свидетельствует, что основными критериями эффективности его настроек являются приемлемые частота дыханий в минуту и объемы вдохов (по сути — индекс Тобина).

Индекс частого и поверхностного дыхания (Rapid Shallow Breathing Index, индекс Тобина) — отношение частоты дыханий (f, мин) к дыхательному объему (Vt, л). Если величина $f/Vt > 105$, то в

Время	Событие	Приоритет	Тревога	Анализ
10:22:57 08 Сен '16	Ручной сброс	Обычный	TV_{T1} спонт	
10:22:53 08 Сен '16	Выявление	НИЗКИЙ	TV_{T1} спонт	Последнее спонт. дьх. ≥ установ. предела
10:21:37 08 Сен '16	Автосброс	Обычный	TV_{T1} спонт	
10:21:32 08 Сен '16	Выявление	НИЗКИЙ	TV_{T1} спонт	Последнее спонт. дьх. ≥ установ. предела

Время	Событие	Приоритет	Тревога	Анализ
09:48:08 08 Сен '16	Выявление	СРЕДНИЙ	АПНОЭ	Вентил. апноэ. Интервал дьхания > интервала апноэ.
09:47:01 08 Сен '16	Ручной сброс	Обычный	АПНОЭ	
09:46:57 08 Сен '16	Выявление	СРЕДНИЙ	АПНОЭ	Вентил. апноэ. Интервал дьхания > интервала апноэ.
09:45:01 08 Сен '16	Ручной сброс	Обычный	АПНОЭ	
09:44:59 08 Сен '16	Выявление	СРЕДНИЙ	АПНОЭ	Вентил. апноэ. Интервал дьхания > интервала апноэ.
09:41:29 08 Сен '16	Ручной сброс	Обычный	АПНОЭ	

Рис. 5. Тренды тревог за время нахождения пациента на пропорциональной вентиляции (снизу) и во время дыхания в режиме Pressure Support (сверху). Видно, что во время Pressure Support часто случаются эпизоды апноэ, тогда как во время пропорциональной вентиляции — дыхательные объемы часто превышают заданные границы

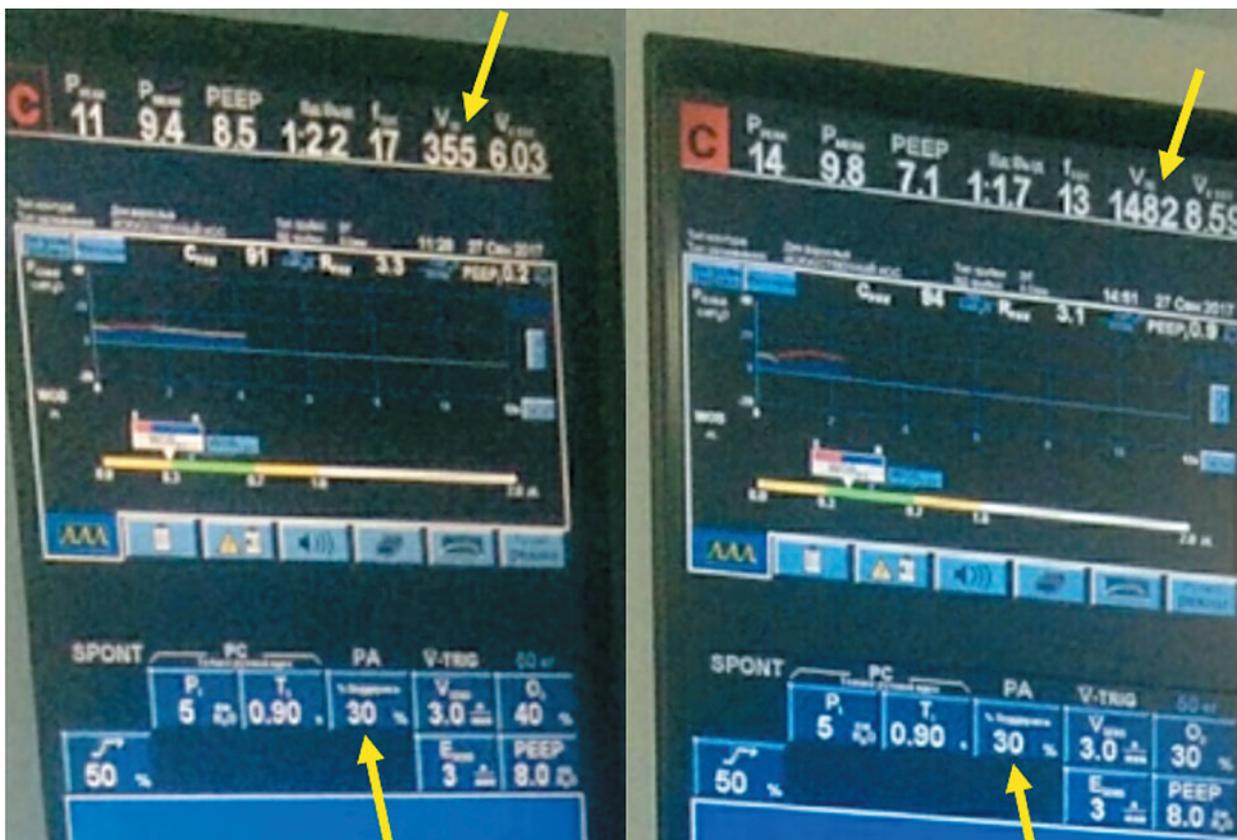


Рис. 6. Физиологическая вариабельность дыхательных объемов во время пропорциональной вентиляции: при неизменной (30 %) поддержке (стрелки снизу) дыхательный объем (V_{TE}) колеблется от 355 до 1482 мл (стрелки сверху)



Рис. 7. Настройка величины пропорциональной поддержки на основании частоты дыхательных движений и глубины вдохов: при 15 % поддержки (слева) у пациента отмечается тахипноэ и маленький объем вдоха ($f_{TOT} = 30/\text{мин}$, $V_{TE} = 206$ мл); при 85 % поддержки (справа) частота дыханий снизилась, а объем вдоха увеличился ($f_{TOT} = 24/\text{мин}$, $V_{TE} = 518$ мл)

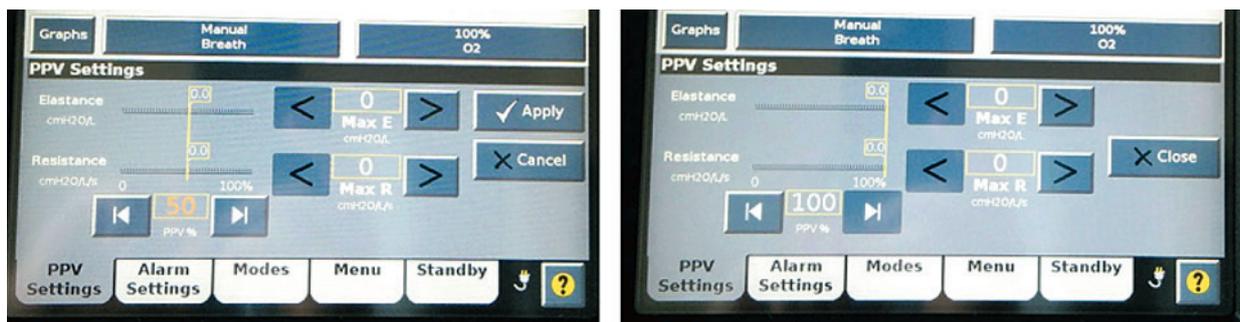


Рис. 8. Раздельная настройка пропорциональной поддержки в режиме PPV на респираторе «Philips Respironics V680»: поддержка объемом (Elastance) настроена на 50 % (слева), поддержка потоком (Resistance) – на 100 % (справа)

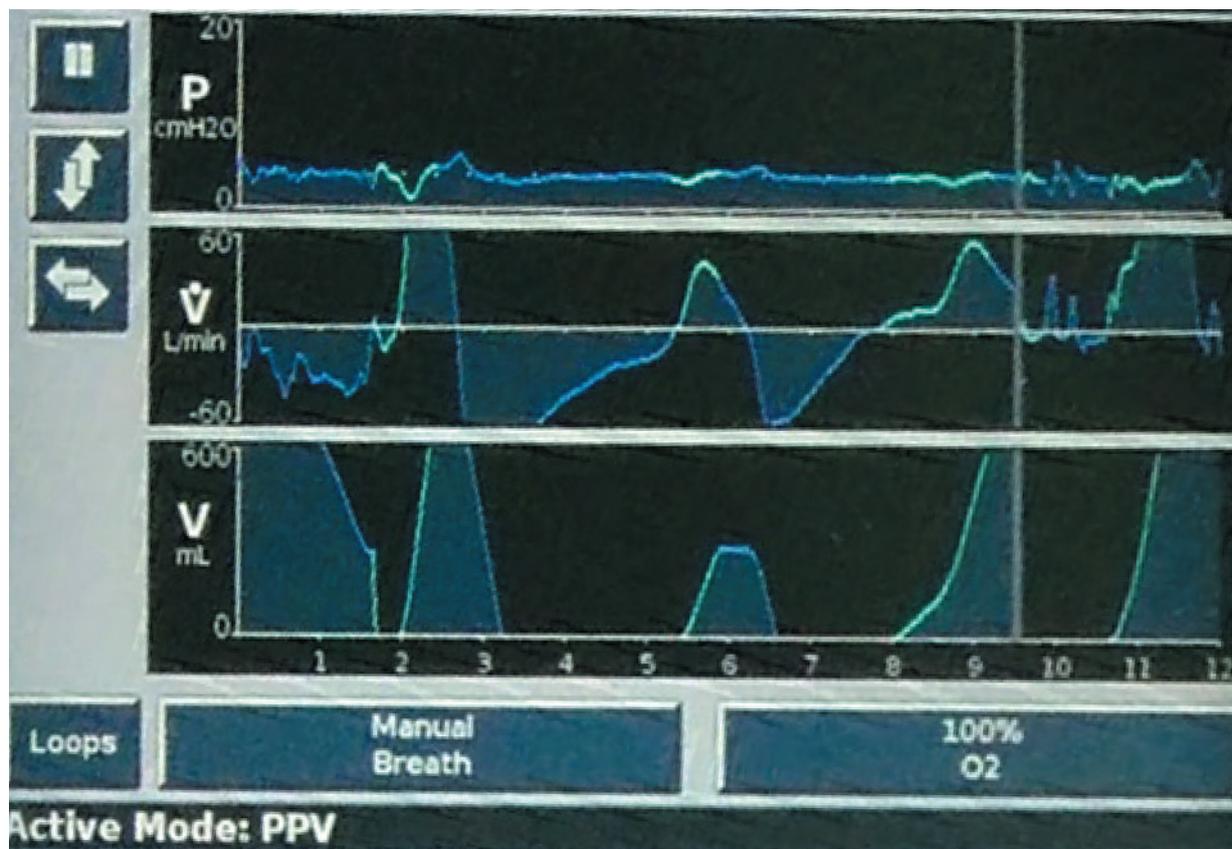


Рис. 9. Физиологическая ауторегуляция дыхания в режиме PPV: кривые потока (V , L/min) и дыхательного объема (V , ml) свидетельствуют об их значительной вариабельности при относительно стабильном инспираторном давлении (P , cm H₂O)

95 % случаев прекратить искусственную вентиляцию легких не удастся; если отношение $f/V_t < 100$, отлучение от респиратора проходит успешно.

При этом в результате использования PAV+ можно ожидать снижения затрачиваемой пациентом работы дыхания [31–33], улучшения качества сна [16, 34] и, как следствие, снижения длительности нахождения пациентов в отделении реанимации и интенсивной терапии [12, 15].

Эффективную работу пропорциональной вентиляции легких в условиях негерметично-

го контура (режим PPV) удалось реализовать разработчикам и производителям дыхательного аппарата для неинвазивной вентиляции «Philips Respironics V680». Наличие утечки, несомненно, усложняет и без того непростую задачу измерения параметров механики внешнего дыхания в условиях самостоятельного дыхания (см. выше). Режим PPV предполагает раздельную настройку поддержки по двум каналам: эластанса (Elastance) и резистанса (Resistance) (рис. 8).

Как видно из рисунка 8 долевая поддержка эластанса и резистанса настроена на 50 % (слева) или на 100 % (справа).

Несмотря на все объективные сложности, касающиеся технической возможности точного выдерживания отдельных значений долевой поддержки по объему и потоку, в результате скрупулезной настройки режима PPV (в том числе триггеров вдоха и выдоха) на респираторе «Philips Respironics V680» достигается исключительный дыхательный комфорт. Нет чувства задержки потока на вдохе и препятствия на выдохе при самых разных объемах вдоха, становится незаметным наличие маски на лице, то есть практически исчезает ощущение «прикованности» к дыхательному аппарату.

Кривые потока (V , L/min) и объема (V , ml), представленные на рисунке 9, свидетельствуют о значительной вариабельности этих параметров, свойственной пропорциональной вентиляции (в данном случае при режиме PPV) при относительной стабильности инспираторного давления.

Принимая во внимание современный тренд в респираторной поддержке, заключающийся в максимальном сохранении и поддержании самостоятельного дыхательного драйва пациента, использование пропорционального алгоритма поддержки представляется оправданным с клинико-физиологических позиций для обеспечения преимущественности подходов на этапах инвазивной и неинвазивной вентиляции.

Нейронно-регулируемая респираторная поддержка (NAVA — Neurally Adjusted Ventilatory Assist)

Частным случаем реализации алгоритма пропорциональной вентиляции легких является так называемая нейронно-регулируемая респираторная поддержка (NAVA), представленная производителями респираторов линейки «SERVO» (Maquet). В случае NAVA, уровень респираторной поддержки пропорционален электрической активности диафрагмы (EAdi), которая, в свою очередь, определяется силой нервного импульса, приходящего к ней по диафрагмальным нервам. В итоге респиратор как бы «подключен» к собственному дыхательному центру пациента, в результате чего достигается более ранний, по сравнению с триггерами по давлению и потоку, отклик респиратора на попытку вдоха, а также возможность «дозирования» поддержки.

Таким образом, в отличие от традиционных режимов вспомогательной механической вентиляции, в которых используется только пневматический триггер, NAVA использует сигнал электрической активности диафрагмы в качестве «электрическо-

го» триггера. В этой связи для уверенной работы NAVA нейронно-вентиляционная система пациента (диафрагмальные нервы, нейромышечные синапсы) должна быть неповрежденной, а все рецепторы механизма обратной связи дыхательной системы являются функциональными, и их сигналы правильно интерпретируются дыхательными центрами.

Дыхательный цикл при NAVA начинается, когда вентилятор определяет отклонение EAdi-сигнала свыше установленного порога (обычно 0,5 мкВ). Во время вдоха уровень поддержки адаптируется к мгновенному EAdi-сигналу, измеряемому каждые 16 мс, и усиливается в соответствии с установленным уровнем NAVA. Итоговое повышение инспираторного давления сверх PEEP равняется уровню NAVA (в см H_2O /мкВ), умноженному на EAdi-сигнал (в мкВ). То есть поддержка респиратора будет пропорциональна нейронному сигналу, измеренному с помощью EAdi-сигнала. Кроме того, «колебания» EAdi-сигнала будут приводить к изменениям абсолютных значений поддержки со стороны респиратора. Переключение на выдох, то есть прекращение поддержки и открытие клапана выдоха, происходит при снижении EAdi-сигнала до 40–70 % от пикового значения. Таким образом, при NAVA продолжительность и интенсивность респираторной поддержки соответствуют таковым нервного импульса, то есть паттерн дыхания пациента интегрирован в физиологический нейро-вентиляционный механизм на более высоком уровне [35]. Вид дисплея NAVA представлен на рисунке 10.

Практический выбор уровня NAVA предполагает эмпирический подход, то есть поэтапное увеличение поддержки (титрование), при котором пациент будет последовательно проходить фазы недостаточной, адекватной и чрезмерной поддержки [37]. В случае слишком низкого уровня NAVA, у пациента будет клиника дыхательной недостаточности (частое и поверхностное дыхание), а EAdi-сигнал — высокой интенсивности. С увеличением уровня NAVA (читай с увеличением давления на вдохе) амплитуда EAdi-сигнала будет постепенно уменьшаться пока не достигнет плато, что теоретически соответствует респираторным потребностям пациента и максимальной разгрузке дыхательных мышц, то есть «зоне комфорта». Дальнейшее увеличение уровня NAVA приведет к избыточному увеличению давления и дыхательного объема и уменьшению амплитуды EAdi-сигнала, то есть нахождению пациента в зоне избыточной компенсации, опасной перераздуванием легких и риском их повреждения.

Существуют свидетельства, что у здоровых добровольцев неинвазивная респираторная под-



Рис. 10. Общий вид дисплея NAVA. Адаптировано по [36]. Объяснение в тексте

держка с NAVA улучшает комфорт и повышает переносимость вентиляции [38]. Причиной тому, вероятно, является нарушение работы пневматического триггера (по потоку или давлению) вдоха в результате неизбежной утечки воздуха, не оказывающей, однако, влияния на EAdi-сигнал, что теоретически обеспечивает лучшую синхронизацию пациента и вентилятора. Наконец, наблюдение за электрической активностью диафрагмы может оказаться полезным и с целью мониторинга диафрагмальной активности для предотвращения дисфункции диафрагмы при механической вентиляции легких [30]. Вероятную пользу EAdi-сигнала в качестве нового параметра мониторинга предстоит еще доказать.

Эффективное использование NAVA может сталкиваться с серьезными сложностями, если принять во внимание, что у пациентов в критическом состоянии механизм обратной связи и сам дыхательный центр могут быть существенно скомпрометированы вследствие, например, повреждения легких, центральной или периферической нервной системы, седативного эффекта и анальгезии [39–41]. Кроме клинко-физиологических, существуют

и технические трудности, связанные с необходимостью правильного расположения специального катетера с электрическим датчиком («EAdi-катетера») для получения уверенного сигнала электрической активности диафрагмы. Причем эти трудности не только механического, но и «электрофизиологического» характера. Дело в том, что электрический сигнал от диафрагмы, измеряемый чрезпищеводно с помощью «EAdi-катетера» с 8 биполярными микроэлектродами, установленными на конце назогастрального зонда, включает в себя как частоту, так и интенсивность диафрагмальной мышечной активности, выражаемой в микровольтах (мкВ). При этом собственно EAdi-сигнал является результатом сложного алгоритма, фильтрующего электрические сигналы диафрагмы от таковых, испускаемых сердцем, пищеводом и другими окружающими мышцами [42, 43].

Кроме того, известные сложности представляет и интерпретация электрического сигнала диафрагмы. В силу того, что абсолютное значение EAdi-сигнала демонстрирует значительную индивидуальную анатомо-физиологическую вариабельность, невозможно установить его «нормаль-

ное» значение. Известно лишь, что у «здорового» человека в состоянии покоя EAdi-сигнал ниже, чем у пациента с хронической легочной патологией, а у пациента с дыхательной недостаточностью EAdi-сигнал очень высокий вследствие сниженного нейро-вентиляционного резерва [44–46]. При этом EAdi-сигнал индивидуально варьирует в зависимости от стадии заболевания и физиологического резерва системы дыхания [47].

С учетом всего изложенного неудивительно, что производитель предусмотрел механизмы безопасности: в частности, в случае утраты EAdi-сигнала, респиратор переключается с электрического триггера на пневматический, а при отсутствии у пациента спонтанного дыхания — на искусственную вентиляцию с контролем по давлению. Как бы то ни было, с физиологической точки зрения, NAVA — весьма перспективный инструмент как для клиницистов, так и для исследователей. Широкому применению режима, однако, не способствует ни стоимость EAdi-катетера, ни парк дыхательной аппаратуры: по сути, режим NAVA представлен только на одном респираторе.

Суммируя вышеизложенное, перечислим положительные эффекты пропорциональной вентиляции:

- нормализует регионарное распределение легочной вентиляции;
- устраняет «стереотипность» дыхательных актов и риск ателектазирования;
- не мешает кашлевому толчку;
- минимизирует нарушения центральной регуляции дыхания;
- уменьшает гемодинамические эффекты посредством снижения инспираторного внутригрудного давления;
- снижает работу дыхания и асинхронию между пациентом и респиратором;
- повышает дыхательный комфорт для пациента.

С учетом того, что идеология пропорциональной вентиляции заключается в максимальном сохранении природных рефлексов, то есть респиратор ведёт мышечной активностью пациента [6], залогом успешного функционирования пропорциональных режимов является наличие у пациента непатологической центральной регуляции дыхания. То есть центральные и периферические хеморецепторы должны сохранять чувствительность к парциальному давлению углекислого газа и кислорода соответственно. Из этого вытекает несколько условий, которые необходимо учитывать при выборе пропорциональной вентиляции:

- не настраивать пропорциональную вентиляцию при отсутствии самостоятельного дыхания

у пациента или при его патологическом паттерне (дыхание Чейн–Стокса, Куссмауля, Биота, Грокка);

- обеспечить необходимый для нормальной регуляции дыхания уровень парциального давления углекислого газа в артериальной крови (то есть настроить время апноэ на респираторе на 40–60 секунд).

Подытоживая сказанное, попытаемся сформулировать несколько показаний для пропорциональной вентиляции:

- отлучение пациента от респиратора;
- тяжелая хроническая сердечная недостаточность;
- хроническая обструктивная болезнь легких;
- нейромышечные заболевания с сохраненным дыхательным драйвом, но недостаточной силой дыхательной мускулатуры (миастения и т. п.).

Заключение

Пропорциональная вентиляция легких — оригинальный алгоритм механической респираторной поддержки, основанный на идее максимального сохранения респираторного драйва пациента и природных рефлексов самостоятельного дыхания. Пропорциональной вентиляции присущи многочисленные положительные черты, способствующие синхронизации дыхания пациента с аппаратом искусственной вентиляции легких и раннему отлучению от респираторной поддержки.

Конфликт интересов / Conflict of interest

Авторы заявили об отсутствии потенциально-го конфликта интересов. / The authors declare no conflict of interest.

Список литературы / References

1. Маша и медведь / В обраб. М.А. Булатова. Москва: Детгиз, 1960.
2. Schepens T, Dres M, Heunks L et al. Diaphragm-protective mechanical ventilation. *Curr Opin Crit Care*. 2019;25(1):77–85.
3. Decavèle M, Similowski T, Demoule A. Detection and management of dyspnea in mechanically ventilated patients. *Curr Opin Crit Care*. 2019;25(1):86–94.
4. Goligher EC, Dres M, Fan E et al. Mechanical ventilation-induced diaphragm atrophy strongly impacts clinical outcomes. *Am J Respir Crit Care Med*. 2018;197(2):204–213.
5. Demoule A, Jung B, Prodanovic H et al. Diaphragm dysfunction on admission to the intensive care unit. Prevalence, risk factors, and prognostic impact—a prospective study. *Am J Respir Crit Care Med*. 2013;188(2):213–219.
6. Younes M. Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support. *Theory. Am Rev Respir Dis*. 1992;145(1):114–120.

7. Georgopoulos D, Xirouchaki N, Tzanakis N et al. Data on respiratory variables in critically ill patients with acute respiratory failure placed on proportional assist ventilation with load adjustable gain factors (PAV+). *Data Brief*. 2016;8:484–493.
8. Georgopoulos D, Xirouchaki N, Tzanakis N et al. Driving pressure during assisted mechanical ventilation: Is it controlled by patient brain? *Respir Physiol Neurobiol*. 2016;228:69–75.
9. Vaporidi K, Psarologakis C, Proklou A et al. Driving pressure during proportional assist ventilation: an observational study. *Ann Intensive Care*. 2019;9(1):1.
10. Su PL, Kao PS, Lin WC et al. Limited predictability of maximal muscular pressure using the difference between peak airway pressure and positive end-expiratory pressure during proportional assist ventilation (PAV). *Crit Care*. 2016;20(1):382.
11. Alexopoulou C, Kondili E, Plataki M et al. Patient-ventilator synchrony and sleep quality with proportional assist and pressure support ventilation. *Intensive Care Med*. 2013;39(6):1040–1047.
12. Bosma KJ, Read BA, Bahrgard Nikoo MJ et al. A pilot randomized trial comparing weaning from mechanical ventilation on pressure support versus proportional assist ventilation. *Crit Care Med*. 2016;44(6):1098–1108.
13. Costa R, Spinazzola G, Cipriani F et al. A physiologic comparison of proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors (PAV+) versus pressure support ventilation (PSV). *Intensive Care Med*. 2011;37(9):1494–1500.
14. Costa R, Navalesi P, Spinazzola G, et al. Comparative evaluation of different helmets on patient-ventilator interaction during noninvasive ventilation. *Intensive Care Med*. 2008; *Intensive Care Med*. 2008; 34(6):1102–1108.
15. Elganady AA, Beshey BN, Abdelasis AAH. Proportional assist ventilation versus pressure support ventilation in the weaning of patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease. *Egypt J Chest Dis Tuberc*. 2014;63(3):643–650.
16. Hergott CA, Bosma KJ, Ferreyra G et al. Effect of patient-ventilator asynchrony on arousals from sleep during pressure support and proportional assist mechanical ventilation. *Chest*. 2008;134: s18001–s18001.
17. Hosking B, Nikoo M, Bosma KJ. The incidence of patient-ventilator asynchrony during weaning from mechanical ventilation: a comparison of proportional assist ventilation (PAV) to pressure support (PS). *Am J Respir Crit Care Med*. 2011;183:A3197.
18. Schmidt M, Kindler F, Cecchini J et al. Neurally adjusted ventilatory assist and proportional assist ventilation both improve patient-ventilator interaction. *Crit Care*. 2015;19:56.
19. Vasconcelos RS, Sales RP, Melo LHP et al. Influences of duration of inspiratory effort, respiratory mechanics, and ventilator type on asynchrony with pressure support and proportional assist ventilation. *Respir Care*. 2017;62(5):550–557.
20. Xirouchaki N, Kondili E, Vaporidi K et al. Proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors in critically ill patients: comparison with pressure support. *Intensive Care Med*. 2008;34(11):2026–2034.
21. Younes M, Brochard L, Grasso S et al. A method for monitoring and improving patient: ventilator interaction. *Intensive Care Med*. 2007;33(8):1337–1146.
22. Iammes Y, Auran Y, Gouvernet J et al. The ventilatory pattern of conscious man according to age and morphology. *Bull Eur Physiopathol Respir*. 1979;15:527–540.
23. Marantz S, Patrick W, Webster K et al. Response of ventilator-dependent patients to different levels of proportional assist. *J Appl Physiol*. 1996;80(2):397–403.
24. Giannouli E, Webster K, Roberts D et al. Response of ventilator-dependent patients to different levels of pressure support and proportional assist. *Am J Respir Crit Care Med*. 1999;159(6):1716–1725.
25. Puddy A, Patrick W, Webster K et al. Respiratory control during volume-cycled ventilation in normal humans. *J Appl Physiol*. 1996;80(5):1749–1758.
26. Seymour CW, Pandharipande PP, Koestner T et al. Diurnal sedative changes during intensive care: impact on liberation from mechanical ventilation and delirium. *Crit Care Med*. 2012;40(10):2788–2796.
27. Lipshutz AK, Gropper MA. Acquired neuromuscular weakness and early mobilization in the intensive care unit. *Anesthesiology*. 2013;118(1):202–215.
28. Kallet RH, Campbell AR, Dicker RA et al. Effects of tidal volume on work of breathing during lung-protective ventilation in patients with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med*. 2006;34(1):8–14.
29. Kallet RH, Corral W, Silverman HJ et al. Implementation of a low tidal volume ventilation protocol for patients with acute lung injury or acute respiratory distress syndrome. *Respir Care*. 2001;46(10):1024–1037.
30. Brander L, Sinderby C, Lecomte F et al. Neurally adjusted ventilatory assist decreases ventilator-induced lung injury and non-pulmonary organ dysfunction in rabbits with acute lung injury. *Intensive Care Med*. 2009;35(11):1979–1989.
31. Akoumianaki E, Prinianakis G1, Kondili E et al. Physiologic comparison of neurally adjusted ventilator assist, proportional assist and pressure support ventilation in critically ill patients. *Respir Physiol Neurobiol*. 2014;203:82–89.
32. Kondili E, Prinianakis G, Alexopoulou C et al. Respiratory load compensation during mechanical ventilation-proportional assist ventilation with load-adjustable gain factors versus pressure support. *Intensive Care Med*. 2006;32(5):692–699.
33. Ruiz-Ferrón F, Machado J, Morante A et al. Respiratory work and pattern with different proportional assist ventilation levels. *Med Intensiva*. 2009;33(6):269–275.
34. Alexopoulou C, Kondili E, Vakouti E et al. Sleep during proportional-assist ventilation with load-adjustable gain factors in critically ill patients. *Intensive Care Med*. 2007;33(7):1139–1147.
35. Sinderby C, Beck J. Proportional assist ventilation and neurally adjusted ventilatory assist-better approaches to patient ventilator synchrony? *Clin Chest Med*. 2008;29(2):329–342.
36. Stein H, Firestone K, Rimensberger PC. Synchronized mechanical ventilation using electrical activity of the diaphragm in neonates. *Clin Perinatol*. 2012;39(3):525–542.
37. Colombo D, Cammarota G, Bergamaschi V et al. Physiologic response to varying levels of pressure support and neurally adjusted ventilatory assist in patients with acute

respiratory failure. *Intensive Care Med.* 2008;34(11):2010–2018.

38. Moerer O, Beck J, Brander L et al. Subject-ventilator synchrony during neural versus pneumatically triggered non-invasive helmet ventilation. *Intensive Care Med.* 2008;34(9):1615–1623.

39. Beck J, Gottfried SB, Navalesi P et al. Electrical activity of the diaphragm during pressure support ventilation in acute respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001;164(3):419–424.

40. Mitrouska J, Xirouchaki N, Patakas D et al. Effects of chemical feedback on respiratory motor and ventilatory output during different modes of assisted mechanical ventilation. *Eur Respir J.* 1999;13(4):873–882.

41. Nava S, Bruschi C, Fracchia C et al. Patient-ventilator interaction and inspiratory effort during pressure support ventilation in patients with different pathologies. *Eur Respir J.* 1997;10(1):177–183.

42. Beck J, Sinderby C, Lindström L et al. Diaphragm interference pattern EMG and compound muscle action potentials: effects of chest wall configuration. *J Appl Physiol.* 1997;82(2):520–530.

43. Sinderby CA, Beck JC, Lindström LH et al. Enhancement of signal quality in esophageal recordings of diaphragm EMG. *J Appl Physiol.* 1997;82(4):1370–1377.

44. Fabry B, Guttman J, Eberhard L et al. An analysis of desynchronization between the spontaneously breathing patient and ventilator during inspiratory pressure support. *Chest.* 1995;107(5):1387–1394.

45. Sinderby C, Beck J, Spahija J et al. Voluntary activation of the human diaphragm in health and disease. *J Appl Physiol.* 1998;85(6):2146–2158.

46. Sinderby C, Beck J, Spahija J et al. Inspiratory muscle unloading by neurally adjusted ventilatory assist during maximal inspiratory efforts in healthy subjects. *Chest.* 2007;131(3):711–717.

47. Sinderby C, Spahija J, Beck J et al. Diaphragm activation during exercise in chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001;163(7):1637–1641.

Информация об авторе:

Мазурок Вадим Альбертович, д.м.н., профессор, заведующий кафедрой анестезиологии и реаниматологии Института медицинского образования, ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» Минздрава России.

Author information:

Mazurok Vadim A., MD, PhD, Dr. Sc., Professor and Chairman Department of Anaesthesiology/Reanimatology, Institute of Medical Education, Almazov National Medical Research Centre.