

УДК 651.471

DOI: [10.26102/2310-6018/2026.56.5.015](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2026.56.5.015)

Анализ современных подходов и формализация параметров для управления режимами искусственной вентиляции легких

С.В. Фролов✉, Д.Е. Судаков, Е.П. Долгов

*Тамбовский государственный технический университет, Тамбов,
Российская Федерация*

Резюме. Актуальность работы обусловлена высокой потребностью в респираторной поддержке пациентов отделений реанимации и интенсивной терапии (до 50 % больных) и значительным риском вентилятор-ассоциированных повреждений легких (ВАПЛ) при неоптимальных настройках аппарата искусственной вентиляции легких (ИВЛ). Современные аппараты ИВЛ предлагают десятки режимов и более 50 параметров, что создает высокую когнитивную нагрузку на врача и повышает вероятность ошибок. Цель работы – систематизация знаний о современных режимах ИВЛ и формализация ключевых параметров респираторной поддержки для последующего построения интеллектуальных алгоритмов поддержки принятия врачебных решений (СППВР). В работе использованы методы аналитического обзора, классификации, математического моделирования механики дыхания и формализации клинических критериев. Проведен анализ факторов, обосновывающих необходимость СППВР: сложность интерпретации механики дыхания (комплаенс, сопротивление, движущее давление), высокая частота осложнений при ошибках настройки (баротравма у 10–15 % пациентов при давлении плато >30 см H₂O), дефицит времени врача отделения реанимации и интенсивной терапии и нестандартизованная номенклатура режимов у разных производителей. Выполнена классификация режимов ИВЛ по уровню интеллектуализации (от принудительных до полностью автоматизированных) и детально описаны ключевые параметры вентиляции (дыхательный объем, частота, давления, поток, РЕЕР). Формализованы четыре группы параметров для выбора режима: механика легких (статический комплаенс, сопротивление, давление плато, P_{0.1}, движущее давление), газообмен (PaO₂/FiO₂, PaCO₂, SpO₂), активность пациента (частота дыхания, признаки асинхронии) и гемодинамика (артериальное давление, центральное венозное давление). Предложены конкретные критерии для каждого параметра. Разработана логическая схема выбора режима на основе формализованных параметров. Полученные результаты создают основу для построения продукционной базы знаний СППВР, позволяющей врачу в условиях цейтнота получать обоснованные рекомендации. Дальнейшие исследования должны быть направлены на клиническую валидацию предложенных критериев и разработку объяснимых алгоритмов искусственного интеллекта для персонализации респираторной поддержки.

Ключевые слова: искусственная вентиляция легких, респираторная поддержка, вентилятор-ассоциированное повреждение легких, режимы вентиляции, поддержка принятия врачебных решений, формализация параметров, механика дыхания, интеллектуальные алгоритмы.

Для цитирования: Фролов С.В., Судаков Д.Е., Долгов Е.П. Анализ современных подходов и формализация параметров для управления режимами искусственной вентиляции легких. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии.* 2026;14(5). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/article?id=2388> DOI: 10.26102/2310-6018/2026.56.5.015

Analysis of modern approaches and formalization of parameters for the management of mechanical ventilation modes

S.V. Frolov✉, D.E. Sudakov, E.G. Dolgov

Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation

Abstract. The relevance of this study is determined by the high need for respiratory support in intensive care unit patients (up to 50 % of patients) and the significant risk of ventilator-associated lung injury (VALI) due to suboptimal ventilator settings. Modern mechanical ventilators offer dozens of modes and over 50 adjustable parameters, creating a high cognitive load on the physician and increasing the likelihood of errors. The aim of this work is to systematize knowledge about modern mechanical ventilation modes and formalize key parameters of respiratory support for the subsequent development of intelligent clinical decision support systems (CDSS). The study employs methods of analytical review, classification, mathematical modeling of respiratory mechanics, and formalization of clinical criteria. An analysis of factors justifying the need for CDSS was performed: the complexity of interpreting respiratory mechanics (compliance, resistance, driving pressure), the high incidence of complications due to incorrect settings (barotrauma in 10–15 % of patients with plateau pressure >30 cm H₂O), time constraints for ICU physicians, and non-standardized nomenclature of modes across different manufacturers. A classification of ventilation modes by level of intelligence (from mandatory to fully automated) is provided, and key ventilation parameters (tidal volume, rate, pressures, flow, PEEP) are described in detail. Four groups of parameters for mode selection are formalized: lung mechanics (static compliance, resistance, plateau pressure, P_{0.1}, driving pressure), gas exchange (PaO₂/FiO₂, PaCO₂, SpO₂), patient activity (respiratory rate, asynchrony signs), and hemodynamics (blood pressure, central venous pressure). Specific criteria for each parameter are proposed. A logical algorithm for mode selection based on formalized parameters is developed. The obtained results provide a foundation for building a production rule base for CDSS, enabling physicians in time-critical situations to receive justified recommendations. Further research should focus on clinical validation of the proposed criteria and the development of explainable artificial intelligence algorithms for personalizing respiratory support.

Keywords: mechanical ventilation, respiratory support, ventilator-associated lung injury, ventilation modes, clinical decision support, parameter formalization, respiratory mechanics, intelligent algorithms.

For citation: Frolov S.V., Sudakov D.E., Dolgov E.P. Analysis of modern approaches and formalization of parameters for the management of mechanical ventilation modes. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2026;14(5). (In Russ.). 2026;14(5). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/article?id=2388> DOI: 10.26102/2310-6018/2026.56.5.015

Введение

Аппаратура для искусственной вентиляции легких (ИВЛ) играет центральную роль в реанимации и анестезиологической практике. Главная задача этих устройств – восполнять или замещать функцию самостоятельного дыхания у лиц, которые по каким-либо причинам не могут обеспечить себе достаточный газообмен [1, 2]. Без респираторной поддержки тяжелые формы острой дыхательной недостаточности быстро приводят к гипоксемии, гиперкапнии и летальному исходу. Согласно сведениям из литературы, доля пациентов отделений реанимации и интенсивной терапии (ОРИТ), которым требуется респираторная поддержка, составляет от 30 до 50 %. При тяжелых формах острого респираторного дистресс-синдрома (ОРДС) летальность достигает 30–40 % [3, 4]. Приведенные цифры говорят не только о том, насколько востребована искусственная вентиляция легких, но и о том, какой существенный резерв заложен в улучшении исходов за счет более тонкой настройки самой респираторной поддержки.

Технологии в области ИВЛ за последние десятилетия прошли большой путь: от простейших механических приспособлений они превратились в сложные «интеллектуальные» комплексы с программным управлением, которые способны в динамике подлаживаться под меняющееся клиническое состояние пациента [5]. Самые первые респираторы были устроены как ручные меха или аппараты с жестко заданными объемом и частотой – они не могли отслеживать попытки больного дышать самостоятельно. Современные же устройства предлагают врачу десятки режимов вентиляции и больше 50 регулируемых параметров [6]. Однако такое обилие настроек

порождает серьезную когнитивную перегрузку для реаниматолога: в условиях вечного дефицита времени и быстрой смены состояния пациента он вынужден быстро анализировать показатели механики дыхания, газообмена, гемодинамики и на ходу выбирать наиболее подходящую вентиляционную стратегию [7, 8]. Зачастую решение о смене режима или коррекции параметров принимается в условиях неполной информации и цейтнота, что повышает риск ошибок.

Ошибки при выборе режима и настройке параметров ИВЛ ассоциированы с развитием вентилятор-ассоциированных повреждений легких (ВАПЛ): баротравмы, волюмотравмы, ателектотравмы и биотравмы [9, 10]. Баротравма возникает при избыточном давлении в дыхательных путях, что может привести к пневмотораксу или пневмомедиастинуму. Волюмотравма связана с чрезмерным растяжением альвеол при больших дыхательных объемах. Ателектотравма обусловлена циклическим открытием и закрытием нестабильных альвеол, а биотравма – высвобождением провоспалительных цитокинов вследствие механического повреждения легочной ткани. Каждый дополнительный день ИВЛ увеличивает риск вентилятор-ассоциированной пневмонии на 1–3 % [11, 12] (Рисунок 1).

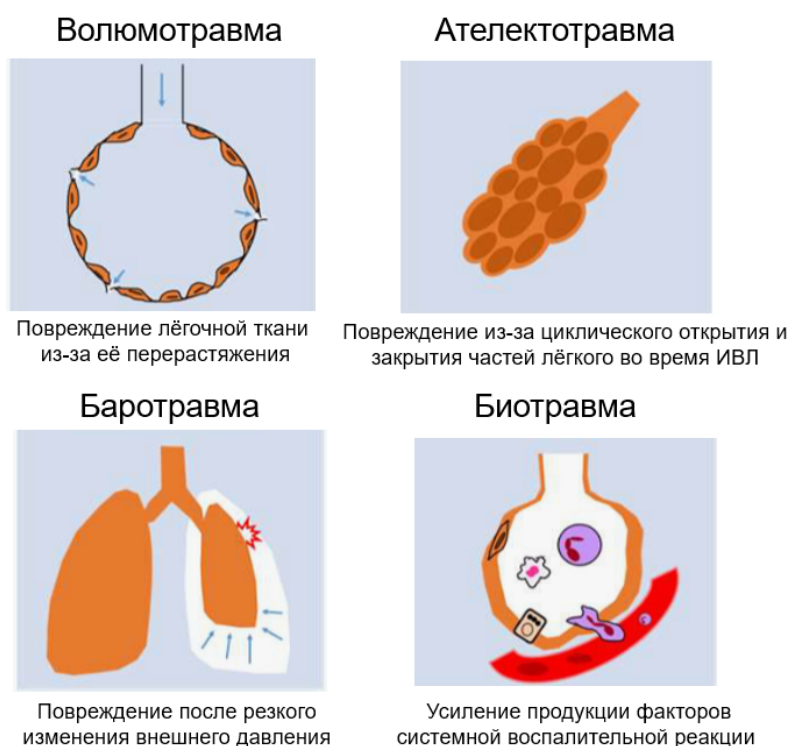


Рисунок 1 – Схема видов вентилятор-ассоциированных повреждений легких
 Figure 1 – Diagram of types of ventilator-associated lung injuries

В последние годы все настойчивее обсуждается практическое внедрение систем, призванных поддерживать врача при принятии решений (СППВР). Основная идея таких систем – объединять информацию из различных источников и выдавать обоснованные предложения по выбору вентиляционного режима и конкретных цифровых установок респиратора. Теоретически система способна непрерывно отслеживать механику дыхания, газовый состав крови, гемодинамику и дыхательную активность пациента, предоставляя клиницисту готовые подсказки или даже самостоятельно корректируя параметры аппарата. Однако разработка подобных СППР упирается в необходимость

строгой формализации обширной совокупности клинических знаний и регулируемых величин – задача, которая до сих пор не имеет универсального решения.

Цель работы: систематизация знаний о современных режимах ИВЛ, анализ факторов, обосновывающих необходимость создания СППВР, и формализация ключевых параметров респираторной поддержки для последующего построения интеллектуальных алгоритмов.

Материалы и методы

С точки зрения механики дыхательная система может рассматриваться как упруго-резистивная структура, в которой легочная ткань и грудная клетка образуют совокупный комплаентный элемент, а дыхательные пути – резистивный компонент [13]. В норме легкие обладают высокой растяжимостью (комплаенсом), что позволяет при небольшом перепаде давления получить значительный объем вдыхаемого воздуха. Сопротивление дыхательных путей определяется их диаметром, состоянием слизистой и турбулентностью потока [14]. В нормальных условиях вдох обеспечивается созданием отрицательного внутриплеврального давления вследствие сокращения диафрагмы, что приводит к пассивному растяжению альвеол и поступлению воздуха по градиенту давления [15].

При переходе к искусственной вентиляции принцип действия меняется: газ подается в дыхательные пути под положительным давлением. Таким образом, направление формирования градиента давления инвертируется: теперь воздух «вталкивается» в легкие извне, а не засасывается за счет работы дыхательных мышц. Данный факт имеет не только механическое, но и гемодинамическое значение, поскольку повышение внутригрудного давления способно уменьшать венозный возврат к сердцу и изменять распределение кровотока в легких [16]. Именно поэтому у пациентов с исходной гиповолемией или правожелудочковой недостаточностью даже умеренное повышение РЕЕР может вызвать значительное падение сердечного выброса.

Для расчетов в респираторной инженерии механика дыхания описывается уравнением движения дыхательной системы [17]:

$$P(t) = \frac{V(t)}{C} + R \cdot F(t) + PEEP,$$

где P – давление в дыхательных путях, C – комплаенс (растяжимость), R – сопротивление, V – объем, F – поток, РЕЕР – положительное давление конца выдоха. Давление в дыхательных путях определяется суммой резистивного и эластического компонентов, а также положительного давления в конце выдоха. Несмотря на кажущуюся простоту, данная модель отражает фундаментальное взаимодействие между потоком, объемом и механическими свойствами легких [18]. Она позволяет рассчитать, какое давление потребуется для доставки заданного объема при известных комплаенсе и сопротивлении, что критически важно при программировании аппарата ИВЛ.

Комплаенс характеризует растяжимость системы и определяется отношением изменения объема к изменению давления. В клинических условиях различают статический и динамический комплаенс. Первый измеряется при отсутствии потока (в паузе вдоха) и отражает преимущественно эластические свойства паренхимы легких и грудной клетки, тогда как второй учитывает вклад сопротивления дыхательных путей и обычно ниже статического при обструктивных заболеваниях [19]. Снижение комплаенса наблюдается при фиброзе, отеке легких, ателектазировании, а его повышение – при эмфиземе.

С инженерной точки зрения система «пациент – вентилятор» представляет собой замкнутый контур управления с обратной связью. Пациент выступает в роли

динамического объекта с изменяющимися параметрами (комплаенс, сопротивление, дыхательный драйв), а аппарат ИВЛ – как управляющее устройство, формирующее давление или поток в зависимости от выбранного режима [20]. В современных устройствах применяются датчики давления и потока, обеспечивающие непрерывный мониторинг дыхательного цикла. Полученные сигналы обрабатываются процессором, который реализует алгоритмы управления – от классических ПИД-регуляторов до адаптивных стратегий, включая нейросетевые подходы [21].

Классификация аппаратов ИВЛ. Классификация аппаратов ИВЛ может осуществляться по нескольким признакам, включая метод взаимодействия с пациентом, принцип действия, сферу применения и степень автоматизации [22]. Понимание этой классификации необходимо для правильного выбора устройства в конкретной клинической ситуации.

По области применения различают стационарные аппараты (используются в ОРИТ и операционных, где требуется высокая точность и широкий набор функций) и транспортные аппараты (компактные, портативные, для использования в условиях перемещения пациента – внутри больницы, в машине скорой помощи или санитарной авиации) [23]. Стационарные аппараты обычно имеют пневматическую систему с высокой инерционностью, множество режимов и развитый графический интерфейс, тогда как транспортные – более просты, но устойчивы к вибрациям и перепадам питания.

По типу управления аппараты ИВЛ разделяют на три основные группы: управляемые по объему (оператор устанавливает дыхательный объем, давление может колебаться в зависимости от состояния легких), управляемые по давлению (задается уровень давления, объем вдоха формируется в зависимости от состояния дыхательной системы, что минимизирует опасность баротравмы) и гибридные системы (сочетают достоинства обоих методов, например, двойное управление в пределах одного вдоха) [24]. Первые предпочтительны при необходимости строгого контроля минутной вентиляции (например, при нейромышечных заболеваниях), вторые – при нестабильной механике легких (ОРДС, астматический статус).

По способу подключения к пациенту выделяют неинвазивную вентиляцию (через маску или шлем) и инвазивную (через эндотрахеальную трубку или трахеостому) [25]. Неинвазивная поддержка исключает потребность в интубации, снижая риск инфекций и травм дыхательных путей, однако при критических состояниях (кома, остановка дыхания, тяжелый шок) предпочтительна инвазивная вентиляция, обеспечивающая более точную регулировку параметров и полную защиту дыхательных путей [26].

По принципу действия различают аппараты, работающие по принципу избыточного давления (воздух нагнетается в легкие под давлением, превышающим атмосферное) и, исторически, аппараты с отрицательным давлением («железные легкие»), которые в настоящее время практически не используются из-за громоздкости, сложности ухода за пациентом и меньшей эффективности [27]. Возрождение идеи отрицательного давления наблюдается лишь в некоторых экспериментальных устройствах для домашней вентиляции.

Общее устройство и схема работы ИВЛ. Принцип работы аппарата ИВЛ основан на создании контролируемого потока воздуха и кислорода, который подается в необходимых объемах в дыхательные пути пациента. Типовая пневматическая схема включает: смесительный блок (формирование газовой смеси с заданной концентрацией кислорода), устройство регулирования потока (обычно пропорциональный клапан), предохранительный клапан для сброса избыточного давления, датчики давления (в том числе проксимальные, расположенные непосредственно у пациента для повышения точности), регуляторы РЕЕР и верхнего предела давления, электромагнитный клапан для

переключения фаз вдоха/выдоха, а также выдыхательный клапан с активным или пассивным управлением [28] (Рисунок 2). Современные концепции вентиляции направлены на так называемую «защитную вентиляцию легких», при которой используются меньшие дыхательные объемы (6–8 мл/кг идеальной массы тела) и контролируемое давление плато не выше 30 см H₂O [29].

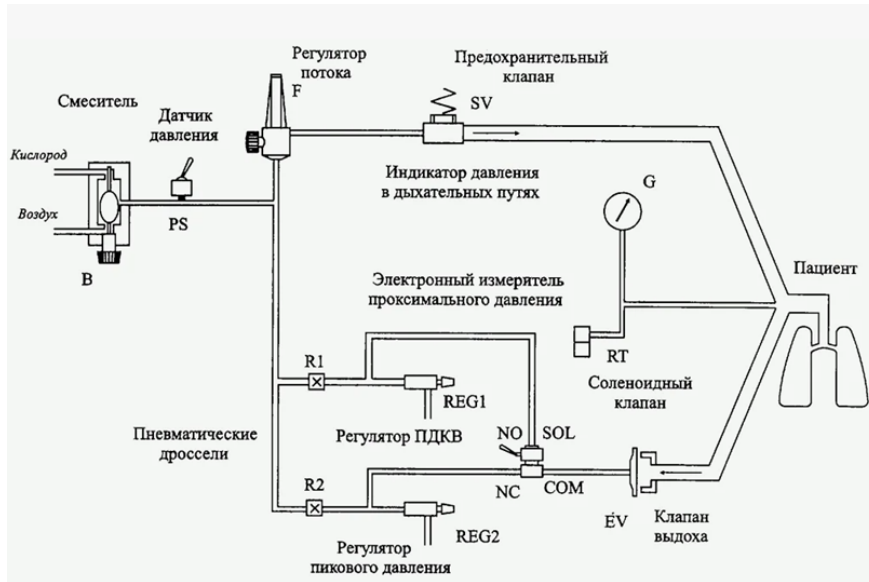


Рисунок 2 – Структурная схема аппарата ИВЛ
Figure 2 – Block diagram of a mechanical ventilator

Базовые параметры вентиляции

Ключевые параметры, задаваемые на аппарате ИВЛ [30]:

- Дыхательный объем (V_t) – объем газа, подаваемый за один вдох. Ключевой параметр для волномотравмы. Стандартный диапазон 6–8 мл/кг предсказанной массы тела.
- Частота дыхания (ЧД) – число вдохов в минуту. Обычно 12–20/мин у взрослых, при ОРДС может быть выше для поддержания минутной вентиляции при малом V_t .
- Давление в дыхательных путях (пиковое P_{peak} , плато P_{plat}). P_{peak} отражает суммарное сопротивление и эластичность, P_{plat} – только эластичность.
- Поток вдоха и соотношение времени вдоха к выдоху (I:E). Типичное I:E = 1:2, при обструкции удлиняют выдох (1:3 или 1:4), при ОРДС иногда используют инвертированное соотношение.
- Положительное давление в конце выдоха (PEEP) – предотвращает слипание альвеол в конце выдоха, улучшает оксигенацию, но может снижать венозный возврат.

Изображение процессов вентиляции в графическом виде осуществляется посредством диаграмм (давление – время, объем – время, поток – время). Изучение очертаний этих кривых дает специалисту возможность проводить диагностику легочной функции (например, выявлять обструкцию по затянутому экспираторному потоку, асинхронии по зазубринам на кривой потока) и вносить необходимые изменения в режимы респираторной поддержки [31].

Результаты

Факторы, обосновывающие необходимость СППВР при выборе режимов ИВЛ. Клинические факторы включают сложность интерпретации механики дыхания:

дифференциация рестриктивных (снижение комплаенса, например, при фиброзе, ОРДС) и обструктивных (повышение сопротивления, например, при ХОБЛ, астме) нарушений требует анализа петли давление – объем, индекса P0.1 (окклюзионное давление за первые 100 мс вдоха, отражающее дыхательный драйв), статического и динамического комплаенса [32]. На практике врачу приходится одновременно оценивать 5–7 параметров и их динамику, что при высокой нагрузке чревато ошибками (Рисунок 3).

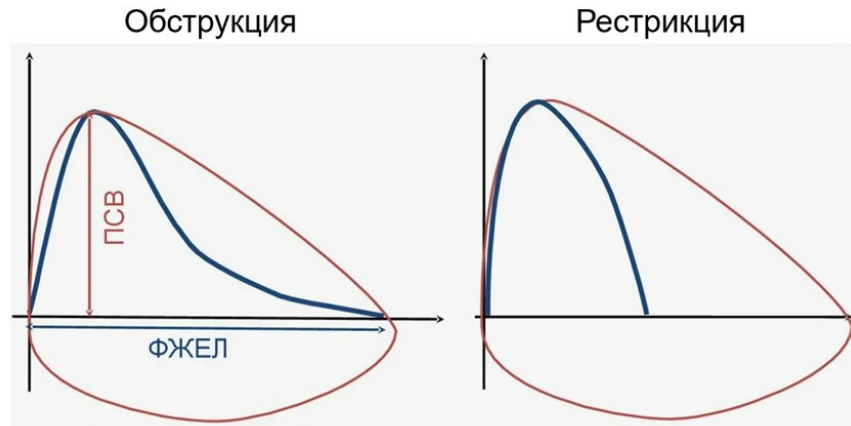


Рисунок 3 – Графическое представление петли давление – объем при нормальных легких, рестрикции и обструкции

Figure 3 – Graphical representation of the pressure – volume loop in normal lungs, restriction and obstruction

При ОРДС гетерогенность поражения легких приводит к сосуществованию зон перерастяжения (вентральные отделы) и коллапса (дорсальные отделы), поэтому подбор РЕЕР представляет собой баланс между рекрутментом (открытием спавшихся альвеол) и перераздуванием уже вентилируемых участков [33]. Высокая частота осложнений при неверном выборе режима подтверждается данными: баротравма (пневмоторакс) встречается у 10–15 % пациентов с давлением плато >30 см H₂O, а использование дыхательного объема более 8 мл/кг идеальной массы тела повышает риск цитокинового ответа и полиорганной недостаточности [9].

Организационные факторы обусловлены дефицитом времени врача ОРИТ (одновременное ведение 6–12 пациентов, каждый из которых требует множества вмешательств) и нестандартизованной номенклатурой режимов у разных производителей. Например, режим, обеспечивающий целевой дыхательный объем, называется VAPS у Hamilton, VS у Drager, PRVC у GE, что требует дополнительной адаптации персонала при смене аппарата или при переходе врача между отделениями [34]. Разрозненность данных (параметры вентиляции на аппарате, газы крови в лабораторной системе, гемодинамика на прикроватном мониторе, результаты лучевых методов в PACS) не позволяет быстро получить интегральную картину состояния пациента, особенно в ночное время или при экстренной ситуации [35].

Технические факторы связаны с отсутствием встроенных баз знаний в большинстве аппаратов ИВЛ. Исключение составляют единичные коммерческие системы (IntelliVent-ASV, SmartCare/PS), которые, однако, работают как «черный ящик», не объясняя врачу логику рекомендаций, что снижает доверие и препятствует обучению молодых специалистов [36]. Кроме того, эти системы не всегда корректно работают при нетипичной механике дыхания (например, при бронхоплевральной фистуле или выраженной асинхронии).

Анализ существующих СППВР в медицине и проблемы их применения в респираторной терапии. В смежных областях СППВР успешно применяются: в кардиологии – автоматическая интерпретация ЭКГ с чувствительностью >95 % (системы типа Glasgow, Marquette), в лабораторной диагностике – системы выхода за референсные интервалы и подсказки по дифференциальной диагностике, а в рентгенологии – алгоритмы обнаружения узелков в легких [37] (Рисунок 4). Во многом эффективность перечисленных систем объясняется тем, что они работают с относительно устойчивой физиологией (как в случае с ЭКГ) либо с дискретными, четко регистрируемыми событиями (например, лабораторные анализы). Кроме того, в этих областях есть большие размеченные массивы данных для обучения алгоритмов.

Диаграмма успешности внедрения СППР

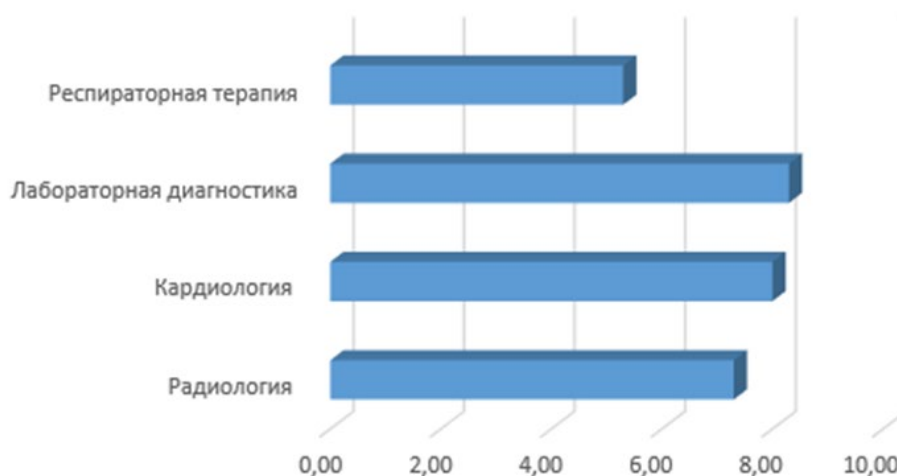


Рисунок 4 – Сравнительная диаграмма успешности внедрения СППВР в разных областях медицины

Figure 4 – Comparative diagram of the success of CDSS implementation in different areas of medicine

Что же касается респираторной терапии, здесь широкому использованию СППВР мешает сразу несколько факторов [38]. Во-первых, состояние пациента может меняться очень быстро – например, механика легких способна серьезно ухудшиться за считанные минуты из-за бронхоспазма или аспирации, и алгоритмы должны адаптироваться почти мгновенно. Во-вторых, клинические паттерны дыхательных нарушений трудно формализовать: они многовариантны и плохо поддаются описанию с помощью жестких продукционных правил. Одна и та же форма кривой потока может возникать и при утечке в контуре, и при неэффективном срабатывании триггера. В-третьих, не хватает баз знаний, которые учитывали бы индивидуальные особенности пациента (возраст, индекс массы тела, сопутствующие болезни). И наконец, существуют юридические и этические ограничения: многие врачи не склонны доверять автоматически выдаваемым рекомендациям, если не понимают, на чем основано то или иное решение, – особенно в тех случаях, когда совет алгоритма идет вразрез с их клинической интуицией [39].

Современные режимы ИВЛ: классификация и характеристика. По уровню интеллектуализации режимы можно разделить на три группы (Таблица 1) [40]. Эта классификация помогает понять эволюцию респираторной поддержки: от жестко заданных параметров к системам, которые сами подстраиваются под пациента.

Таблица 1 – Классификация режимов ИВЛ
Table 1 – Classification of ventilation modes

Уровень	Название	Режимы	Принцип работы
1-й уровень	Обеспечение заданного объёма	MMV, VAPS, VS	Респиратор отслеживает целевой минутный или дыхательный объем, подстраивая под него поддержку давлением либо частоту
2-й уровень	Подстройка под пациента	PAV, NAVA, ATC, ASV	Используется либо сигнал электрической активности диафрагмы, либо алгоритм пропорционального усилия
3-й уровень	Полная автоматизация	IntelliVent-ASV®	Режим и параметры определяются алгоритмом на основе поступающих в реальном времени данных

На Рисунке 5 представлена иерархия режимов ИВЛ, где видно, как принудительные режимы лежат в основе, а поверх них надстраиваются вспомогательные и интеллектуальные.



Рисунок 5 – Блок-схема, иллюстрирующая иерархию режимов ИВЛ
Figure 5 – Block diagram illustrating the hierarchy of mechanical ventilation modes

Принудительные режимы. CMV (Continuous Mandatory Ventilation) – аппарат гарантирует заданное количество вдохов независимо от спонтанных усилий пациента. При VCV (Volume-Controlled Ventilation) врач задает дыхательный объем (V_t) и поток, а давление в дыхательных путях становится зависимой переменной. При PCV (Pressure-Controlled Ventilation) задается давление вдоха (P_{insp}), а объем зависит от комплаенса и сопротивления. Кокрановский обзор 2023 г. не выявил преимущества какого-либо из двух подходов в отношении смертности [41]; выбор определяется клинической ситуацией. VCV чаще используют при стабильной механике легких, когда необходимо точно контролировать минутную вентиляцию (например, при нейромышечных заболеваниях или после передозировки седативных средств). Режим PCV, в свою очередь, имеет преимущества в ситуациях, когда велик риск баротравмы – например, при бронхоплевральной фистуле или после операций на легочной ткани, – а также при нестабильной растяжимости легких. Ограничение давления в таких случаях уменьшает опасность перераздувания альвеол. Однако при использовании PCV следует иметь в виду: фактический дыхательный объем от вдоха к вдоху может колебаться вследствие меняющейся механики дыхательных путей. Поэтому необходим постоянный контроль минутной вентиляции и капнографический мониторинг (Рисунок 6).

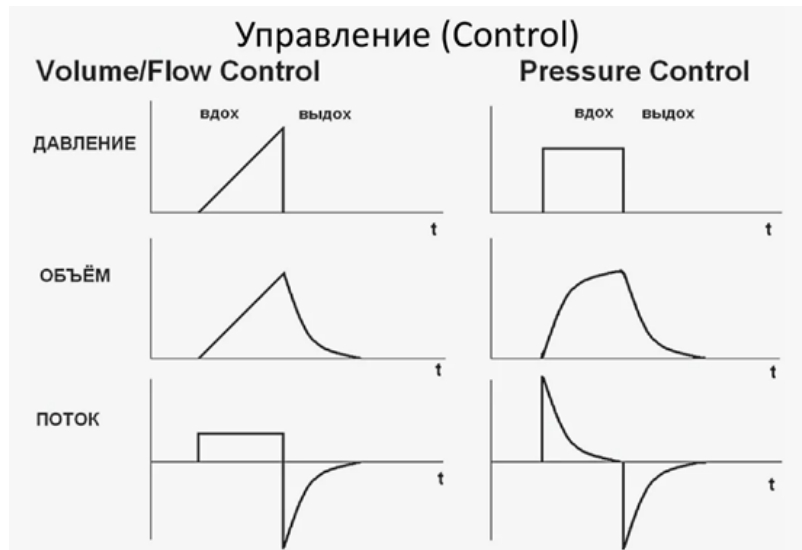


Рисунок 6 – Графики давления и потока во времени для VCV и PCV
 Figure 6 – Pressure and flow waveforms over time for VCV and PCV

Режим SIMV (синхронизированная перемежающаяся принудительная вентиляция) устроен так: он совмещает аппаратные вдохи с временными окнами, во время которых пациент может дышать самостоятельно. При этом вентилятор подстраивает начало принудительного вдоха под усилие больного, что позволяет уменьшить количество асинхроний. При этом устройство подстраивает принудительный вдох под начало попытки пациента, что снижает число асинхроний. Долгое время SIMV использовался для отлучения больного от респиратора, но более свежие исследования показывают: если применять только PSV (без принудительных вдохов), отключение от аппарата происходит быстрее, так как диафрагма испытывает меньшую нагрузку. Тем не менее SIMV остается востребованным у тех пациентов, чей дыхательный драйв нестабилен и кому необходимо гарантированно поддерживать минутную вентиляцию.

Режим PSV. Его суть в следующем: на каждое самостоятельное дыхательное усилие пациента аппарат отвечает подачей заранее установленного давления – это и есть «поддержка» (Рисунок 7). Решающую роль играет величина этого давления. Если она окажется слишком низкой (ниже 5–7 см вод. ст.), диафрагма быстро утомится, и разовьется гиперкапния. Если же завысить поддержку (выше 20–25 см вод. ст.), можно спровоцировать апноэ – из-за избыточные вымывания углекислого газа и угнетения дыхательного центра, – а также перерастяжение легочной ткани [42]. В клинической практике PSV считается основным способом отлучения больного от респиратора. Помимо уровня поддержки, в этом режиме настраивают скорость нарастания потока на вдохе и чувствительность триггера; для пациентов с обструктивными болезнями легких эти настройки особенно важны. Обычно уровень поддержки подбирают эмпирически так, чтобы частота своего дыхания удерживалась в коридоре 12–25 в минуту, а дыхательный объем не выходил за пределы 6–8 мл/кг.

Режим MMV работает по принципу: если спонтанный объем больного не дотягивает до заданной минутной вентиляции, аппарат автоматически добавляет принудительные вдохи. Но есть риск: при неэффективном самостоятельном дыхании (например, при центральном апноэ или грубой слабости дыхательной мускулатуры) частота таких принудительных вдохов может подскочить до опасных значений – более 30–35 в минуту. Это вызывает гипервентиляцию и респираторный алкалоз, поэтому

режим MMV требует осторожного применения и непрерывного мониторинга капнограммы.

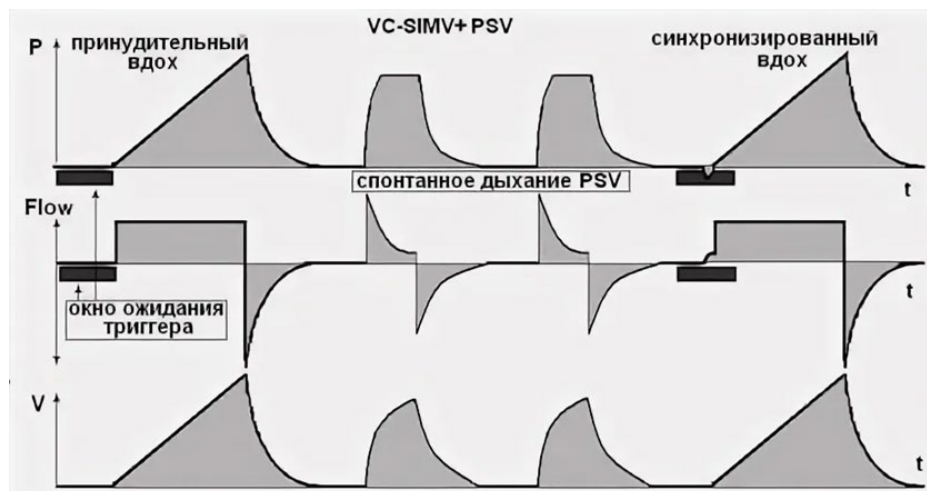


Рисунок 7 – Схема работы PSV
Figure 7 – Schematic diagram of PSV operation

Режим VAPS (объемно-гарантированная поддержка давлением) представляет собой гибрид с двойным управлением в пределах одного дыхательного цикла. Вдох стартует как поддержка давлением, но, если за отведенное время достигнутый объем оказался меньше целевого, аппарат повышает поток и давление, чтобы все же доставить заданный дыхательный объем. Режим VAPS особенно показан при синдроме ожирения-гиповентиляции, а также при нервно-мышечных заболеваниях: здесь важно обеспечить стабильный дыхательный объем, но при этом сохранить для пациента комфортную форму кривой давления.

Режим VS (поддержка объема) представляет собой разновидность адаптивной вентиляции: респиратор от одного вдоха к другому самостоятельно меняет уровень поддержки давлением, добиваясь целевого дыхательного объема. В отличие от VAPS, коррекция здесь происходит не в пределах одного вдоха, а между ними.

Режим PAV (пропорциональная вспомогательная вентиляция) создает давление, величина которого находится в прямой пропорции к усилиям больного. В этом режиме пациент сам задает объем и поток, а аппарат лишь усиливает его работу, что дает наиболее физиологичное ощущение. Однако PAV требует тщательной настройки коэффициентов – обычно их берут в диапазоне 50–80 % от измеренных величин R и C. Отклонение от этих значений чревато либо нестабильностью работы, либо недостаточной поддержкой дыхания.

Режим NAVA управляется сигналом электромиограммы диафрагмы (Edi), который снимается через специальный назогастральный зонд с электродами (Рисунок 8). Респиратор выдает давление, пропорциональное электрической активности диафрагмы, что обеспечивает почти идеальную синхронизацию – асинхронии практически полностью исчезают. NAVA показана при сложных, плохо поддающихся коррекции асинхрониях, при диафрагмальной дисфункции, а также у больных с нестабильным дыхательным драйвом. Недостатки: необходимость установки зонда, зависимость от качества сигнала Edi (может мешать электромагнитные помехи, перистальтика) и более высокая стоимость [43, 44].

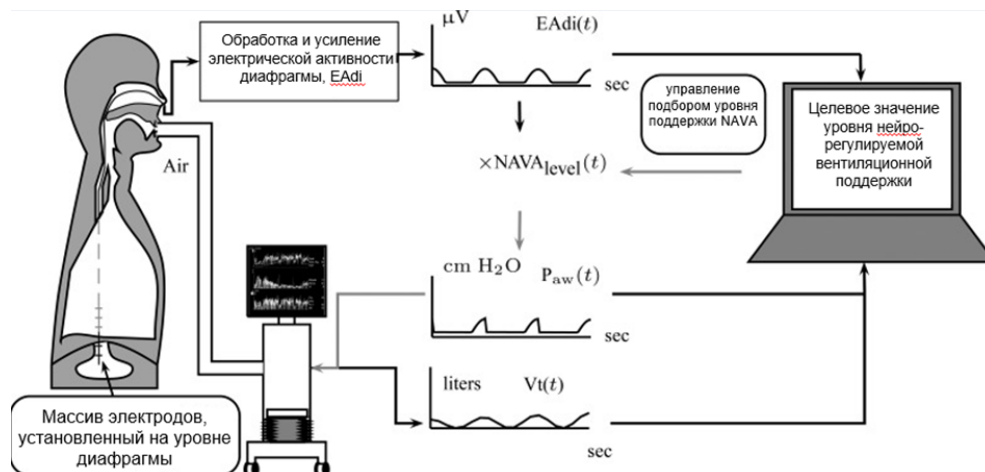


Рисунок 8 – Схема работы NAVA
 Figure 8 – Schematic diagram of NAVA operation

Формализация параметров ИВЛ для выбора режима работы. Выбор режима базируется на четырех группах параметров: механика легких, газообмен, активность пациента и гемодинамика [45]. Ни один параметр не является абсолютным; решение всегда интегративное и должно пересматриваться не реже 1–2 раз в сутки, а при нестабильном состоянии – каждый час.

Механика лёгких. Статический комплаенс (Cst) в норме составляет 50–100 мл/см H_2O ; снижение <40 мл/см H_2O указывает на рестриктивный синдром (ОРДС, фиброз, отёк лёгких, пневмония) и требует применения режимов с контролем давления (PCV, PSV с низкой поддержкой) и низкого дыхательного объема (6 мл/кг идеальной массы тела и ниже). При Cst <25 мл/см H_2O рекомендуется рассмотреть prone-позицию и возможное использование нейромышечных блокаторов [46]. Сопротивление (R_{aw}) в норме <5 см $\text{H}_2\text{O}/\text{л}/\text{с}$; его повышение >10 см $\text{H}_2\text{O}/\text{л}/\text{с}$ характерно для ХОБЛ, бронхиальной астмы, обструкции эндотрахеальной трубки. В таких случаях диктуется необходимость удлинения времени выдоха (уменьшение частоты дыхания, увеличение соотношения I:E до 1:3 или 1:4), использования низкого потока вдоха и режимов PAV/NAVA, которые лучше адаптируются к переменному потоку и уменьшают динамическую гиперинфляцию (auto-PEEP) [47]. Давление плато (P_{plat}) должно быть <30 см H_2O ; превышение этого порога требует снижения V_t или P_{insp} . Если P_{plat} остаётся >30 см H_2O даже при $V_t \leq 6$ мл/кг, следует рассмотреть возможность снижения PEEP (при условии, что это не приведет к десатурации), использования бронходилататоров или, при рефрактерном ОРДС, экстракорпоральной мембранной оксигенации (ЭКМО) [48]. Давление окклюзии ($P_{0.1}$) – отрицательное давление в дыхательных путях через 100 мс после начала вдоха против закрытого клапана – в норме составляет 0,5–2 см H_2O . Значение >6 см H_2O свидетельствует о высоком дыхательном драйве и риске утомления диафрагмы; в этом случае необходимо увеличить поддержку (PSV, PAV) или, при гиперкапнии, увеличить минутную вентиляцию. Напротив, $P_{0.1} < 0,5$ см H_2O может указывать на чрезмерную поддержку или центральное угнетение дыхания [49]. Движущее давление ($\Delta P = P_{plat} - PEEP$) >15 см H_2O является наиболее сильным маркером ВАПЛ и смертности при ОРДС, независимым от тяжести. Стратегия управления ИВЛ должна быть направлена на снижение ΔP до <15 см H_2O за счет оптимизации PEEP (избегая как коллапса, так и перерастяжения) и уменьшения V_t [50] (Рисунок 9).

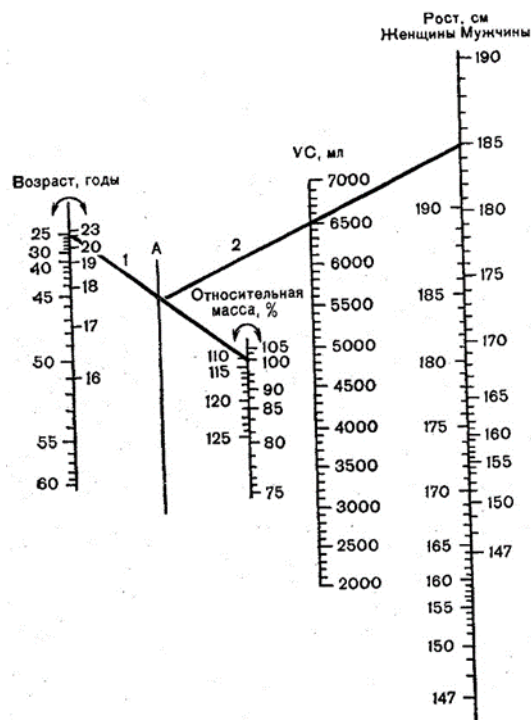


Рисунок 9 – Номограмма для оценки жизненной емкости легких
Figure 9 – Nomogram for assessing vital capacity of the lungs

Газообмен. Индекс оксигенации PaO_2/FiO_2 (P/F) <300 соответствует ОРДС легкой степени, <200 – среднетяжелой, <100 – тяжелой [51]. При снижении P/F требуются: снижение V_t до 4–6 мл/кг, высокая РЕЕР (индивидуально титруемая по кривой давление – объем, электрическому импедансу или трансторакальной эхокардиографии), возможно, прон-позиция (положение на животе), ингаляция оксида азота или простаглицлина, а при $PaO_2/FiO_2 <80$ – рассмотрение ЭКМО [52]. $PaCO_2 >50$ мм рт. ст. (гиперкапния) с $pH <7,25$ является показанием к увеличению минутной вентиляции (частота или объем) (Рисунок 10).

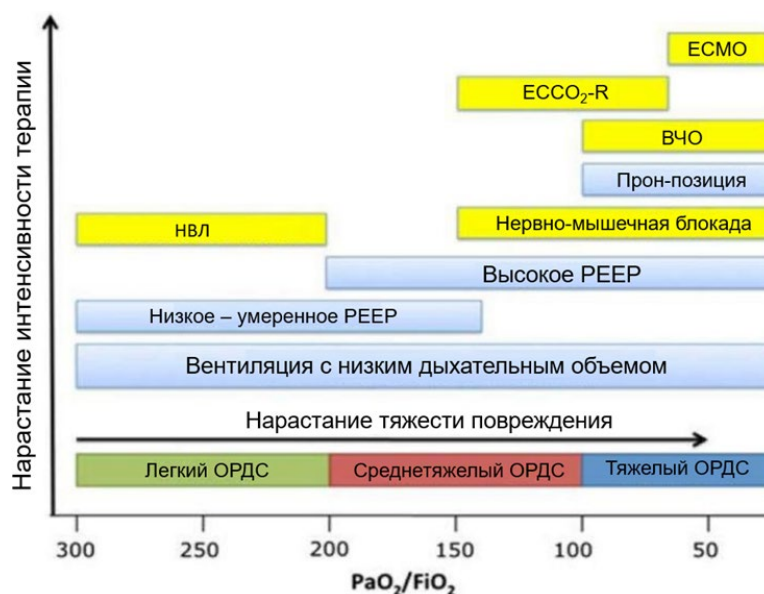


Рисунок 10 – Шкала с градациями тяжести ОРДС и тактиками ИВЛ
Figure 10 – Scale with ARDS severity gradations and ventilation strategies

Однако допустимая гиперкапния (permissive hypercapnia) с рН 7,20–7,25 часто используется при тяжелом ОРДС для снижения волюмотравмы; при рН <7,15 требуется коррекция (увеличение вентиляции или введение бикарбоната, хотя последнее спорно). Целевые показатели сатурации – SpO₂ следует удерживать в границах 88–95 %. Гипероксии необходимо избегать: избыточная подача кислорода усиливает реперфузионное повреждение, способствует развитию абсорбционных ателектазов и может ухудшать кровоток в коронарных артериях. У тех пациентов, у которых хронически повышено PaCO₂ (например, при ХОБЛ), допустимый диапазон SpO₂ сдвигается вниз – до 88–92 % [53].

Тахипноэ с частотой более 35 в минуту – сигнал возможного утомления дыхательной мускулатуры, что требует подключения вспомогательной вентиляции. Брадипноэ при сохранении спонтанных попыток может говорить о передозировке опиоидов, метаболическом алкалозе или наступившем утомлении; в такой ситуации показан временный переход на полностью контролируруемую вентиляцию. Если попытки вдоха отсутствуют дольше 10–15 секунд, необходимо переключаться на принудительный режим и одновременно выяснять причину.

Когда регистрируются признаки асинхронии – парные вдохи, затянутый выдох, неэффективное срабатывание триггера или преждевременное переключение в выдох, – требуется коррекция: уровень поддержки, чувствительность триггера, длительность выдоха либо скорость нарастания давления. Некоторые асинхронии диагностируются только по анализу кривых потока и давления, а также по электромиографии [54] (Рисунок 11).

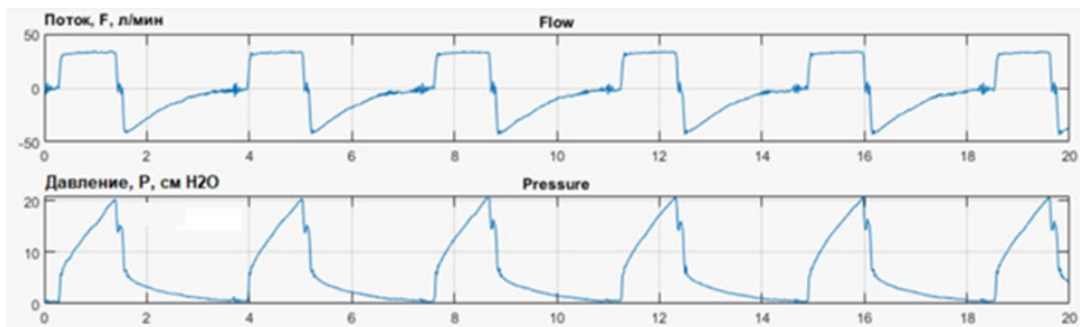


Рисунок 11 – Типичные кривые потока и давления
 Figure 11 – Typical flow and pressure waveforms

Гемодинамика. При систолическом АД <90 мм рт. ст., особенно на фоне высокой РЕЕР (>10–12 см H₂O), следует снизить РЕЕР на 2–4 см H₂O и оценить эффект. Если оксигенация позволяет, режимы с более низким средним давлением в дыхательных путях (например, PSV вместо CMV или PCV) предпочтительны. Повышенное центральное венозное давление (ЦВД) на фоне нормоволемии или гиповолемии может быть следствием снижения венозного возврата из-за избыточной РЕЕР. В таких случаях компромисс между оксигенацией и гемодинамикой требует тщательного титрования РЕЕР, возможно, с использованием эхокардиографии для оценки функции правого желудочка. У пациентов с легочной гипертензией или правожелудочковой недостаточностью даже умеренная РЕЕР может вызвать острую декомпенсацию; здесь предпочтительны режимы с минимальным средним давлением (PAV, NAVA, низкая PSV).

Показания к началу ИВЛ делятся на абсолютные и относительные. Абсолютные: остановка дыхания, кома с отсутствием защитных рефлексов гортани, систолическое АД <70 мм рт. ст. на фоне неэффективной масочной вентиляции, ЧСС <50 или >160 в минуту

с нарушениями ритма, явное утомление дыхательной мускулатуры (парадоксальное движение грудной клетки и живота, использование вспомогательных мышц, чередование тахипноэ и брадипноэ). Относительные: ЧД >35 в минуту или <8 в минуту, PaO₂ <60 мм рт. ст. при FiO₂ >0,5 (или SpO₂ <90% на кислороде), PaCO₂ >55 мм рт. ст. с pH <7,25 (острая гиперкапния), жизненная емкость легких <15 мл/кг или максимальное инспираторное давление <20 см H₂O [55]. Решение о начале ИВЛ всегда принимается с учетом динамики: ухудшение показателей за короткое время (30–60 минут) – более сильный предиктор необходимости интубации, чем абсолютные значения. Задержка с началом ИВЛ при нарастающей гипоксемии или гиперкапнии ассоциирована с повышением летальности (Рисунок 12).

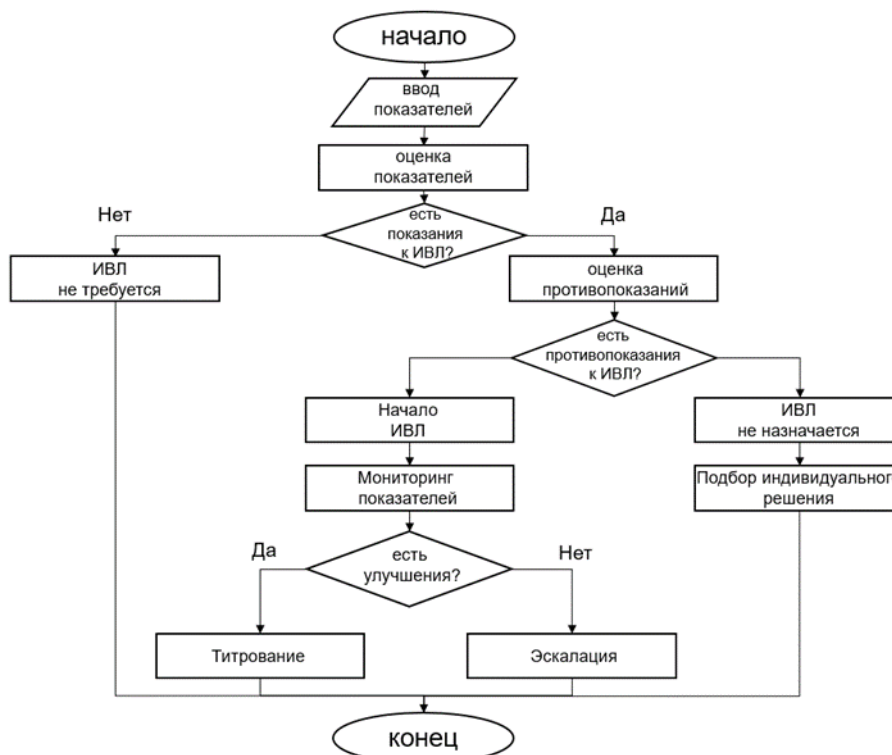


Рисунок 12 – Блок-схема алгоритма принятия решения о начале ИВЛ

Figure 12 – Flowchart of the algorithm for making a decision to initiate mechanical ventilation

Обсуждение

Проведенный анализ подтверждает, что ни один из существующих режимов ИВЛ не является универсальным. Насколько успешно продлится респираторная поддержка, зависит от того, насколько точно сопоставлены исходное состояние больного и выставленные на аппарате параметры. Один и тот же режим, прекрасно зарекомендовавший себя при хронической обструктивной болезни легких (скажем, PSV с удлинённым выдохом), при ОРДС способен навредить из-за неконтролируемого дыхательного объема. И симметричная ситуация: режим с управлением по давлению и малым объемом, безопасный при ОРДС, у пациента с ХОБЛ может спровоцировать динамическую гиперинфляцию и падение артериального давления. Поэтому в современном понимании «индивидуализированная вентиляция» подразумевает не просто подбор режима, а непрерывную подстройку параметров к меняющейся физиологии больного.

Фирмы-производители постепенно переходят к разработке замкнутых систем (closed-loop), которые способны самостоятельно реагировать на перемены в состоянии пациента – примерами служат ASV, INTELLiVENT-ASV, NAVA, а также адаптивные версии PAV+. Но широкого внедрения они пока не получили, и на то есть несколько причин: высокая цена как самого оборудования, так и расходников (особенно для NAVA); сложность внутренних алгоритмов, что требует дополнительного обучения медперсонала; недостаточная проверка в клинических условиях на разнородных группах (например, у больных с хронической лёгочной патологией или ожирением); и, наконец, отсутствие «режима черного ящика», который бы пояснял логику принятых решений. Многие врачи не склонны доверять автоматической коррекции, если не видят ее обоснования [56].

Проведенная в этой работе формализация параметров служит фундаментом для построения продукционной базы знаний, где каждой комбинации показателей (например, Cst менее 40 мл/см H₂O плюс P0.1 более 6 см H₂O плюс отношение P/F ниже 200) можно поставить в соответствие четкую рекомендацию – какой режим выбрать (к примеру, PCV с дыхательным объёмом 5–6 мл/кг, PEEP на уровне 12–15 см H₂O, и рассмотреть вопрос о положении на животе), а также в каком диапазоне выставлять настройки. Именно эти параметры и должны быть заложены в алгоритмы систем поддержки решений. Как показывают недавние работы, применение автоматизированных протоколов отлучения от ИВЛ, в частности, системы SmartCare/PS, в которой поддержка давлением уменьшается автоматически при стабильных показателях, позволяет сократить общую длительность респираторной поддержки в среднем на 24 %, при этом частота повторных интубаций не растет. Но для полноценной поддержки клинических решений нужны такие системы, которые не ограничиваются одной лишь оптимизацией настроек, а способны пояснить, почему был выбран тот или иной вариант. Речь идет о так называемом объяснимом искусственном интеллекте (explainable AI). Благодаря этому врач сможет критически оценить полученную рекомендацию и принять окончательное решение, принимая во внимание факторы, которые мониторами не отслеживаются – например, плановое хирургическое вмешательство или волю самого пациента (Рисунок 13).

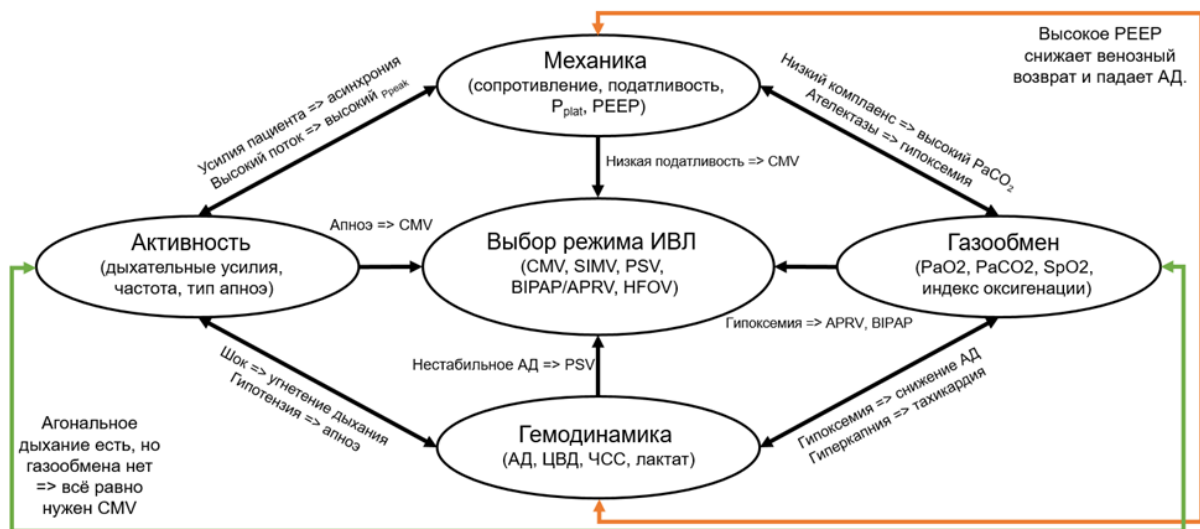


Рисунок 13 – Обобщающая схема взаимосвязи параметров и их влияния на выбор режима ИВЛ
 Figure 13 – Generalized scheme of the relationship of parameters and their influence on the choice of mechanical ventilation mode

Дальнейшие исследования должны быть направлены на разработку такой методологии выбора режима ИВЛ, которая бы учитывала индивидуальные особенности пациента – сюда относятся фенотипирование ОРДС, генетические маркеры, ультразвуковая оценка состояния диафрагмы. Потребуется также валидация создаваемых систем в проспективных многоцентровых клинических испытаниях. Особое внимание заслуживает интеграция методов искусственного интеллекта: глубокое обучение для анализа кривых потока и давления в реальном масштабе времени (оно позволяет выявлять асинхронии с чувствительностью более 90 %); кластеризация для выделения фенотипов; и, наконец, обучение с подкреплением для персонализации таких настроек, как РЕЕР и дыхательный объем. Не менее важно разработать стандартизованные интерфейсы для передачи данных от аппарата ИВЛ в электронную медицинскую карту и в саму систему поддержки решений [56].

Заключение

Подбор режима ИВЛ – это многокритериальная задача: он требует одновременной оценки механики дыхания, газообмена, активности пациента и гемодинамических параметров. Высокая сложность и динамичность этого процесса, а также существенная когнитивная нагрузка на врача в условиях отделения реанимации убедительно обосновывают необходимость создания систем поддержки врачебных решений. Представленная в работе формализация параметров – это первый шаг на пути к построению таких систем. Она создает основу для последующей разработки алгоритмов выбора режимов ИВЛ, в том числе с применением методов искусственного интеллекта. В перспективе внедрение подобных систем позволит снизить частоту вентилятор-ассоциированных повреждений легких, сократить продолжительность респираторной поддержки и время пребывания в отделении интенсивной терапии, а в конечном счете улучшить исходы критических состояний. Однако для подтверждения эффективности и безопасности интеллектуальных СППВР в рутинной клинической практике требуются дополнительные исследования.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Ларин Е.С., Колышкин В.В. Искусственная вентиляция легких – вчера, сегодня, завтра. *Pallium: паллиативная и хосписная помощь*. 2019;1(2):46–49.
Larin E.S., Kolyshkin V.V. Mechanical ventilation – yesterday, today, tomorrow. *Pallium: Palliative and Hospice Care*. 2019;1(2):46–49. (In Russ.).
2. De Prost N., Dreyfuss D. How to Prevent Ventilator-induced Lung Injury? *Minerva Anestesiologica*. 2012;78(9):1054–1066. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22772855/>
3. ARDS Definition Task Force, Ranieri V.M., Rubenfeld G.D., Thompson B.T., et al. Acute respiratory distress syndrome: the Berlin Definition. *JAMA*. 2012;307(23):2526–2533. <https://doi.org/10.1001/jama.2012.5669>
4. Matthay M.A., Arabi Y., Arroliga A.C., et al. A New Global Definition of Acute Respiratory Distress Syndrome. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2024;209(1):37–47 <https://doi.org/10.1164/rccm.202303-0558WS>
5. Singh P.M., Borle A., Trikha A. Newer Nonconventional Modes of Mechanical Ventilation. *Journal of Emergencies, Trauma, and Shock*. 2014;7(3):222–227. <https://doi.org/10.4103/0974-2700.136869>
6. Мазурок В.А. Пропорциональная вспомогательная вентиляция. *Трансляционная медицина*. 2020;7(1):39–52. DOI: <https://doi.org/10.18705/2311-4495-2020-7-1-39-52>

- Mazurok V.A. Proportional assist ventilation. *Translational Medicine*. 2020;7(1):39–52. (In Russ.). <https://doi.org/10.18705/2311-4495-2020-7-1-39-52>
7. Светлицкая О.И., Канус И.И. Пути решения проблемы отлучения от искусственной вентиляции легких. *Международные обзоры: клиническая практика и здоровье*. 2020;(1):22–34.
 8. Roberts K.J., Goodfellow L.T., Battey-Muse C.M., et al. AARC Clinical Practice Guideline: Spontaneous Breathing Trials for Liberation From Adult Mechanical Ventilation. *Respiratory Care*. 2024;69(7):891–901 <https://doi.org/10.4187/respcare.11735>
 9. Fajardo-Campoverdi A., Vargas V., Sepúlveda-Barisich P., et al. Barotrauma: The statistical fallacy. A non-conventional scoping review with Bayesian meta-analysis. *Journal of Mechanical Ventilation*. 2024;5(4):139–148. <https://doi.org/10.53097/JMV.10114>
 10. Gajic O., Dara S.I., Mendez J.L., et al. Ventilator-associated lung injury in patients without acute lung injury at the onset of mechanical ventilation. *Critical Care Medicine*. 2004;32(9):1817–1824. <https://doi.org/10.1097/01.CCM.0000133019.52531.30>
 11. Krone M., Seeber C., Nydahl P. Preventing ventilator-associated pneumonia non-pharmacologically. *Intensive Care Medicine*. 2024;50(12):2185–2187. <https://doi.org/10.1007/s00134-024-07696-x>
 12. Luo M.Z., Zhang X.R., Sun C.Y., et al. Progress in Research on Abnormal Mechanical Behavior of Airway Smooth Muscle Cells in Ventilator-Induced Airway Collapse. *Journal of Medical Biomechanics*. 2024;39(5). <https://doi.org/10.16156/j.1004-7220.2024.05.029>
 13. Talmor D., Sarge T., O'Donnell C.R., et al. Esophageal and transpulmonary pressures in acute respiratory failure. *Critical Care Medicine*. 2006;34(5):1389–1394. <https://doi.org/10.1097/01.CCM.0000215515.49001.A2>
 14. Brower R.G., Lanken P.N., MacIntyre N., et al. Higher versus lower positive end-expiratory pressures in patients with the acute respiratory distress syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2004;351(4):327–336. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa032193>
 15. Amato M.B., Meade M.O., Slutsky A.S., et al. Driving pressure and survival in the acute respiratory distress syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2015;372(8):747–755. <https://doi.org/10.1056/NEJMsa1410639>
 16. Park K.J. Lung-protective ventilation strategy in acute respiratory distress syndrome: a critical reappraisal of current practice. *Critical Care*. 2025;29(1). <https://doi.org/10.1186/s13054-025-05675-2>
 17. Sun J., Gao J., Huang Gd. et al. The impact of a lung-protective ventilation mode using transpulmonary driving pressure titrated positive end-expiratory pressure on the prognosis of patients with acute respiratory distress syndrome. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*. 2024;38:1405–1414. <https://doi.org/10.1007/s10877-024-01198-3>
 18. Brunner J.X., Iotti G.A. Adaptive Support Ventilation (ASV). *Minerva Anestesiologica*. 2002;68(5):365–368.
 19. Botta M., Wenstedt E.F.E., Tsonas A.M., et al. Effectiveness, Safety and Efficacy of INTELLIVENT-adaptive Support Ventilation, a Closed-loop Ventilation Mode for Use in ICU Patients – A Systematic Review. *Expert Review of Respiratory Medicine*. 2021;15(11):1403–1413. <https://doi.org/10.1080/17476348.2021.1933450>

20. Zou Y., Liu Z., Miao Q., Wu J. A review of intraoperative protective ventilation. *Anesthesiology and Perioperative Science*. 2024;(2). <https://doi.org/10.1007/s44254-023-00048-w>
21. Bellani G., Guerra L., Musch G., et al. Lung Regional Metabolic Activity and Gas Volume Changes Induced by Tidal Ventilation in Patients with Acute Lung Injury. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2011;183(9):1193–1199. <https://doi.org/10.1164/rccm.201008-1318OC>
22. Kacmarek R.M., Wiedemann H.P., Lavin P.T. Partial liquid ventilation in adult patients with acute respiratory distress syndrome. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2006;173(8):882–889. <https://doi.org/10.1164/rccm.200508-1196OC>
23. Sarkar K., Chaudhury M., Bahinipati P., Das S. Assessment of Diaphragmatic Dysfunction in Mechanically Ventilated Patients with Ultrasonography. *Annals of African Medicine*. 2024;24(1):22–27. https://doi.org/10.4103/aam.aam_124_23
24. Hohmann F., Fichtner F., Becher T., et al. *Clinical Guideline for Treating Acute Respiratory Insufficiency with Invasive Ventilation and Extracorporeal Membrane Oxygenation: Updated Evidence-Based Recommendations for Choosing Modes and Setting Parameters of Mechanical Ventilation*. Respiration. URL: <https://doi.org/10.1159/000549732> [Accessed 25th March 2026].
25. Morris A.H., Wallace C.J., Menlove R.L., et al. Randomized clinical trial of pressure-controlled inverse ratio ventilation and extracorporeal CO₂ removal for adult respiratory distress syndrome. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 1994;149(2):295–305. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.149.2.8306022>
26. Bishop J.F., Murnane M.P., Owen R. Australia's winter with the 2009 pandemic influenza A (H1N1) virus. *New England Journal of Medicine*. 2009;361(27):2591–2594. <https://doi.org/10.1056/NEJMp0910445>
27. Combes A., Hajage D., Capellier G., et al. Extracorporeal Membrane Oxygenation for Severe Acute Respiratory Distress Syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2018;378(21):1965–1975. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1800385>
28. Narchi H., Chedid F. Neurally Adjusted Ventilator Assist in Very Low Birth Weight Infants: Current Status. *World Journal of Methodology*. 2015;5(2):62–67. <https://doi.org/10.5662/wjm.v5.i2.62>
29. Yuan X., Lu X., Chao Y., et al. Neurally Adjusted Ventilatory Assist as a Weaning Mode for Adults with Invasive Mechanical Ventilation: A Systematic Review and Meta-analysis. *Critical Care*. 2021;25(1):222. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-412802/v1>
30. Umbrello M., Antonucci E., Muttini S. Neurally Adjusted Ventilatory Assist in Acute Respiratory Failure – A Narrative Review. *Journal of Clinical Medicine*. 2022;11(7):1863. <https://doi.org/10.3390/jcm11071863>
31. Griffiths M.J.D., McAuley D.F., Perkins G.D., et al. Guidelines on the management of acute respiratory distress syndrome. *BMJ Open Respiratory Research*. 2019;6(1) <https://doi.org/10.1136/bmjresp-2019-000420>
32. Griffiths M., Meade S., Summers C., et al. RAND appropriateness panel to determine the applicability of UK guidelines on the management of acute respiratory distress syndrome (ARDS) and other strategies in the context of the COVID-19 pandemic. *Thorax*. 2022;77(2):129–135. <https://doi.org/10.1136/thoraxjnl-2021-216904>
33. Qadir N., Sahetya S., Munshi L., et al. An Update on Management of Adult Patients with Acute Respiratory Distress Syndrome: An Official American Thoracic Society Clinical Practice Guideline. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2024;209(1):24–36. <https://doi.org/10.1164/rccm.202311-2011ST>

34. Grasselli G., Calfee C.S., Camporota L., et al. ESICM guidelines on acute respiratory distress syndrome: definition, phenotyping and respiratory support strategies. *Intensive Care Medicine*. 2023;49(7):727–759. <https://doi.org/10.1007/s00134-023-07050-7>
35. Van Trung D., Giang B.T.H., Tuan D.Q. et al. The impact of PEEP-guided electrical impedance tomography on oxygenation and respiratory mechanics in moderate-to-severe ARDS: a randomized controlled trial. *Scientific Reports*. 2026;16(2). <https://doi.org/10.1038/s41598-025-29787-5>
36. Tsai Y.C., Jhou H.J., Huang C.W., Lee C.H., Chen P.H., Hsu S.D. Effectiveness of Adaptive Support Ventilation in Facilitating Weaning from Mechanical Ventilation in Postoperative Patients. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. 2024;38(9):1978–1986. <https://doi.org/10.1053/j.jvca.2024.04.030>
37. Tasaka S., Ohshimo S., Takeuchi M., et al. ARDS clinical practice guideline 2021. *Respiratory Investigation*. 2022;60(4):446–495. <https://doi.org/10.1016/j.resinv.2022.05.003>
38. Lee Y., Lee J. Neurally adjusted ventilatory assist improves survival, and its early application accelerates weaning in preterm infants. *Pediatrics International*. 2024;66(1). <https://doi.org/10.1111/ped.15831>
39. Papazian L., Forel J.M., Gacouin A., et al. Neuromuscular blockers in early acute respiratory distress syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2010;363(12):1107–1116. <https://doi.org/10.1186/s13054-021-03594-6>
40. National Heart, Lung, and Blood Institute PETAL Clinical Trials Network. Early Neuromuscular Blockade in the Acute Respiratory Distress Syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2019;380(21):1997–2008. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1901686>
41. Jaber S., Petrof B.J., Jung B., et al. Rapidly progressive diaphragmatic weakness and injury during mechanical ventilation in humans. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2011;183(3):364–371. <https://doi.org/10.1164/rccm.201004-0670OC>
42. Amato M.B., Barbas C.S., Medeiros D.M. Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome. *New England Journal of Medicine*. 1998;338(6):347–354. <https://doi.org/10.1056/NEJM199802053380602>
43. Briel M., Meade M., Mercat A., et al. Higher vs lower positive end-expiratory pressure in patients with acute lung injury and acute respiratory distress syndrome: systematic review and meta-analysis. *JAMA*. 2010;303(9):865–873. <https://doi.org/10.1001/jama.2010.218>
44. Gattinoni L., Tognoni G., Pesenti A. Effect of prone positioning on the survival of patients with acute respiratory failure. *New England Journal of Medicine*. 2001;345(8):568–573. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa010043>
45. Guerin C., Gaillard S., Lemasson S. Effects of systematic prone positioning in hypoxemic acute respiratory failure: a randomized controlled trial. *JAMA*. 2004;292(19):2379–2387. <https://doi.org/10.1001/jama.292.19.2379>
46. Guerin C., Reignier J., Richard J.C., Neuret P. PROCENA Study Group. Prone positioning in severe acute respiratory distress syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2013;368(23):2159–2168. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa1214103>
47. Gadek J.E., DeMichele S.J., Karlstad M.D. Effect of enteral feeding with eicosapentaenoic acid, gamma-linolenic acid, and antioxidants in patients with acute respiratory distress syndrome. *Critical Care Medicine*. 1999;27(8):1409–1420. <https://doi.org/10.1097/00003246-199908000-00001>

48. Pontes-Arruda A., Aragão A.M., Albuquerque J.D. Effects of enteral feeding with eicosapentaenoic acid, gamma-linolenic acid, and antioxidants in mechanically ventilated patients with severe sepsis and septic shock. *Critical Care Medicine*. 2006;34(9):2325–2333. <https://doi.org/10.1186/cc3426>
49. Rice T.W., Wheeler A.P., Thompson B.T., et al. Enteral omega-3 fatty acid, gamma-linolenic acid, and antioxidant supplementation in acute lung injury. *JAMA*. 2011;306(14):1574–1581. <https://doi.org/10.1001/jama.2011.1435>
50. Rice T.W., Wheeler A.P., Thompson B.T., et al. Initial trophic vs full enteral feeding in patients with acute lung injury: the EDEN randomized trial. *JAMA*. 2012;307(8):795–803. <https://doi.org/10.1001/jama.2012.137>
51. Fan E., Del Sorbo L., Goligher E.C., et al. An Official American Thoracic Society/European Society of Intensive Care Medicine/Society of Critical Care Medicine Clinical Practice Guideline: Mechanical Ventilation in Adult Patients with Acute Respiratory Distress Syndrome. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2017;195(9):1253–1263. <https://doi.org/10.1164/rccm.201703-0548ST>
52. Emeriaud G., López-Fernández Y.M., Iyer N.P., et al. Executive Summary of the Second International Guidelines for the Diagnosis and Management of Pediatric Acute Respiratory Distress Syndrome (PALICC-2). *Pediatric Critical Care Medicine*. 2023;24(2):143–168. <https://doi.org/10.1097/PCC.0000000000003147>
53. Craig T.R., Duffy M.J., Shyamsundar M., et al. A randomized clinical trial of hydroxymethylglutaryl- coenzyme a reductase inhibition for acute lung injury (The HARP Study). *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2011;183(5):620–626. <https://doi.org/10.1164/rccm.201003-0423OC>
54. Meduri G.U., Chinn A.J., Leeper K.V. Corticosteroid rescue treatment of progressive fibroproliferation in late ARDS. Patterns of response and predictors of outcome. *Chest*. 1994;105(5):1516–1527. <https://doi.org/10.1378/chest.105.5.1516>
55. Steinberg K.P., Hudson L.D., Goodman R.B., et al. Efficacy and safety of corticosteroids for persistent acute respiratory distress syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2006;354(16):1671–1684. <https://doi.org/10.1056/NEJMoa051693>
56. Walkey A.J., Soylemez Wiener R. Utilization patterns and patient outcomes associated with use of rescue therapies in acute lung injury. *Critical Care Medicine*. 2011;39(6):1322–1328. <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e3182120829>

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Фролов Сергей Владимирович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Биомедицинская техника», Тамбовский государственный технический университет, Тамбов, Российская Федерация.
e-mail: sergej.frolov@gmail.com
ORCID: [0000-0003-2917-535X](https://orcid.org/0000-0003-2917-535X)

Sergey V. Frolov, Doctor of Engineering Sciences, Professor, Head of the Department of Biomedical Engineering, Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation.

Судаков Дмитрий Евгеньевич, кандидат технических наук, старший преподаватель кафедры «Биомедицинская техника», Тамбовский государственный технический университет, Тамбов, Российская Федерация.
e-mail: sudakov.dima1702@yandex.ru

Dmitry E. Sudakov, Candidate of Engineering Sciences, Senior Lecturer at the Department of Biomedical Engineering, Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation.

Долгов Егор Павлович, аспирант кафедры
«Биомедицинская техника», Тамбовский
государственный технический университет,
Тамбов, Российская Федерация.
e-mail: toveg2@yandex.ru

Egor P. Dolgov, Postgraduate at the Department
of Biomedical Engineering, Tambov State
Technical University, Tambov, the Russian
Federation.

*Статья поступила в редакцию 28.04.2026; одобрена после рецензирования 11.05.2026;
принята к публикации 18.05.2026.*

*The article was submitted 28.04.2026; approved after reviewing 11.05.2026;
accepted for publication 18.05.2026.*