

УДК 614.2

DOI: [10.26102/2310-6018/2026.58.7.011](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2026.58.7.011)

Разработка и программная реализация интеллектуальной системы поддержки принятия врачебных решений для выбора режимов искусственной вентиляции легких

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

*Тамбовский государственный технический университет, Тамбов,
Российская Федерация*

Резюме. Актуальность работы обусловлена высокой когнитивной нагрузкой на врача-реаниматолога при выборе режима искусственной вентиляции легких (ИВЛ) из-за наличия десятков режимов и более 50 параметров настройки. Отсутствие формализованных критериев и прозрачных систем поддержки принятия решений приводит к вариативности терапии и повышению риска вентилятор-ассоциированных осложнений. Цель работы – разработка методологии, алгоритма и программного прототипа интеллектуальной системы поддержки принятия врачебных решений для выбора режимов ИВЛ, обеспечивающей объяснимость рекомендаций. В работе использованы методы формализации клинических параметров, построения классификатора состояний, создания продукционных правил, объектно-ориентированного программирования на Python, а также апробации на литературных клинических сценариях. Формализованы четыре группы параметров (механика дыхания, газообмен, активность пациента, гемодинамика). Построен классификатор состояний (апноэ, слабость дыхательной мускулатуры, обструктивные и рестриктивные нарушения). Создана база из 30 продукционных правил «ЕСЛИ–ТО», сгруппированных по шести клиническим ситуациям с приоритетным перебором. Разработан алгоритм, включающий модуль объяснения, формирующий текстовое обоснование каждой рекомендации. Программный прототип реализован на Python (библиотеки tkinter, experta). Апробация на 20 литературных клинических сценариях показала полное совпадение рекомендаций с эталонными протоколами в 85 % случаев, частичное – в 10 %, несовпадение (требовалась экстракорпоральная элиминация CO₂) – в 5 %. Среднее время формирования рекомендации составило 0,42 секунды. Полученные результаты подтверждают работоспособность предложенной методологии и позволяют использовать систему как автономное рабочее место врача или встраиваемый модуль в аппараты ИВЛ.

Ключевые слова: искусственная вентиляция легких, система поддержки принятия решений, продукционные правила, классификация состояний, модуль объяснения.

Для цитирования: Фролов С.В., Судаков Д.Е., Долгов Е.П. Разработка и программная реализация интеллектуальной системы поддержки принятия врачебных решений для выбора режимов искусственной вентиляции легких. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии*. 2026;14(7). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/article?id=2428> DOI: 10.26102/2310-6018/2026.58.7.011

Development and software implementation of an intelligent decision support system for choosing 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 due to the high cognitive load on the intensivist when choosing a mechanical ventilation mode because of dozens of modes and more than 50 adjustable parameters. The lack of formalized criteria and transparent decision support systems leads to variability in therapy

and an increased risk of ventilator-associated complications. The aim of this work is to develop a methodology, algorithm and software prototype of an intelligent clinical decision support system for choosing mechanical ventilation modes, providing explainability of recommendations. The methods used include formalization of clinical parameters, construction of a state classifier, creation of production rules, object-oriented programming in Python, and testing on literature-based clinical scenarios. Four groups of parameters (respiratory mechanics, gas exchange, patient activity, hemodynamics) are formalized. A state classifier (apnea, respiratory muscle weakness, obstructive and restrictive disorders) is built. A knowledge base of 30 "IF-THEN" production rules grouped into six clinical situations with priority selection is created. An algorithm with an explanation module that generates a textual justification for each recommendation is developed. The software prototype is implemented in Python (tkinter, experta). Testing on 20 literature-based clinical scenarios showed complete agreement of recommendations with reference protocols in 85 % of cases, partial agreement in 10 %, and disagreement (a scenario requiring extracorporeal CO₂ removal) in 5 %. The average recommendation generation time was 0.42 seconds. The obtained results confirm the feasibility of the proposed methodology and allow the system to be used as a standalone physician's workstation or as an embeddable module in ventilators.

Keywords: mechanical ventilation, decision support system, production rules, state classification, explanation module.

For citation: Frolov S.V., Sudakov D.E., Dolgov E.P. Development and software implementation of an intelligent decision support system for choosing mechanical ventilation modes. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2026;14(7). (In Russ.). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/article?id=2428> DOI: 10.26102/2310-6018/2026.58.7.011

Введение

Искусственная вентиляция легких (ИВЛ) является основным методом интенсивной терапии острой дыхательной недостаточности. Современные аппараты ИВЛ обладают десятками режимов и десятками настраиваемых параметров, что создает высокую когнитивную нагрузку на врача-реаниматолога. Выбор оптимального режима вентиляции требует одновременного учета механики дыхания, газообмена, активности пациента и гемодинамического статуса. Отсутствие формализованных критериев и интегрированных систем поддержки принятия врачебных решений (СППВР) приводит к вариабельности терапии и повышает риск вентилятор-ассоциированных осложнений [1, 2].

В то время как в кардиологии и лабораторной диагностике СППВР успешно применяются, в респираторной терапии их внедрение ограничено. Существующие коммерческие системы, такие как, например, IntelliVent-ASV и SmartCare/PS, работают по принципу «черного ящика», не объясняя логику рекомендаций, и не адаптированы к российским клиническим рекомендациям [3].

Целью данной работы является разработка методологии, алгоритма и программного прототипа интеллектуальной системы поддержки принятия врачебных решений для выбора режимов ИВЛ, обеспечивающей прозрачность и объяснимость рекомендаций.

Биотехническая система респираторной поддержки включает три основных компонента: пациент как объект управления, аппарат ИВЛ как исполнительное устройство и врач как лицо, принимающее решение [4]. В классическом контуре управления врач анализирует данные мониторинга и корректирует параметры вентиляции. Предлагаемая СППВР встраивается в этот контур как советник, параллельно анализирующий входные данные и генерирующий рекомендации с текстовым обоснованием.

На основе проведенного анализа выделены четыре группы параметров, определяющих выбор режима ИВЛ. Механика дыхания включает статический комплаенс (Cst), резистанс (Raw), давление плато (Pplat), движущее давление (ΔP) и индекс P0.1. Газообмен оценивается по индексу оксигенации PaO_2/FiO_2 (P/F), парциальному давлению углекислого газа ($PaCO_2$) и сатурации гемоглобина кислородом (SpO_2) [5]. Активность пациента характеризуется частотой дыхания (ЧД), наличием триггерных попыток и признаками асинхронии [6]. Гемодинамика описывается систолическим артериальным давлением (САД) и центральным венозным давлением (ЦВД). Для каждого из перечисленных параметров установлены референсные интервалы и пороговые значения, обобщенные в Таблице 1.

Таблица 1 – Референсные интервалы и пороговые значения параметров ИВЛ
Table 1 – Reference intervals and threshold values of mechanical ventilation parameters

Группа параметров	Параметр, ед. изм.	Норма	Патологическое отклонение	Клиническое влияние на выбор режима
Механика дыхания	Статический комплаенс Cst, мл/см H ₂ O	50–100	<40 – рестрикция	Рекомендуется PCV, низкий Vt, высокая РЕЕР
	Соппротивление Raw, см H ₂ O/л/с	<5	>10 – обструкция	Удлинить время выдоха, при возможности – PAV/NAVA
	Давление плато Pplat, см H ₂ O	<30	>30 – риск баротравмы	Снизить Vt или P _{insp}
	Движущее давление $\Delta P = Pplat - РЕЕР$, см H ₂ O	<15	>15 – маркер ВАПЛ	Оптимизировать РЕЕР и Vt (снижение Vt, титрование РЕЕР)
	Индекс P0.1, см H ₂ O	1–4	>6 – высокий дыхательный драйв	Рассмотреть PSV или седацию
Газообмен	Индекс оксигенации $P/F = PaO_2/FiO_2$	>300	<300 – ОРДС; <200 – средний; <100 – тяжёлый	Низкий Vt (6 мл/кг), высокая РЕЕР, prone-позиция при $P/F < 150$
	$PaCO_2$, мм рт. ст.	35–45	>50 – гиперкапния	Увеличить минутную вентиляцию, допустимая гиперкапния при $pH > 7,20$
	SpO_2 , %	88–95	<88 – гипоксемия	Повысить FiO_2 , увеличить РЕЕР
Активность пациента	Частота дыхания (ЧД), 1/мин	12–20	>35 – тахипноэ	Риск утомления, вспомогательная вентиляция (PSV)

Таблица 1 (продолжение)
Table 1 (continued)

	RSBI = ЧД/Vt (спонтанный), л/(л·мин)	<105	>105 – низкая вероятность успешной экстубации	Отсрочить экстубацию, обеспечить отдых диафрагмы
	Асинхрония	отсутствует	двойные вдохи, неэффективное триггирование и др.	Коррекция уровня поддержки, чувствительности триггера, времени выдоха
Гемодинамика	Систолическое АД (САД), мм рт. ст.	>90	<90 – гипотензия	Снизить РЕЕР (при РЕЕР>10), инфузионная терапия, инотропы
	Центральное венозное давление (ЦВД), мм рт. ст.	5–10	>15 – возможная перегрузка или гиповолемия	Оценка волемического статуса, коррекция РЕЕР, инфузионная проба

Выбор режима ИВЛ должен обеспечивать адекватный газообмен при минимизации риска вентилятор-ассоциированного повреждения легких (ВАПЛ) и неблагоприятных гемодинамических эффектов [7]. В основе критериев лежат доказанные положения: дыхательный объем 6–8 мл/кг идеальной массы тела (ARDSnet), давление плато менее 30 см H₂O, движущее давление менее 15 см H₂O, целевой диапазон SpO₂ 88–95 %, допустимая гиперкапния PaCO₂ до 50–70 мм рт. ст. при pH > 7,20, а также коррекция гемодинамики при снижении САД ниже 90 мм рт. ст. [8].

Материалы и методы

На основе комбинации формализованных параметров пациент относится к одному из четырех классов (Рисунок 1).

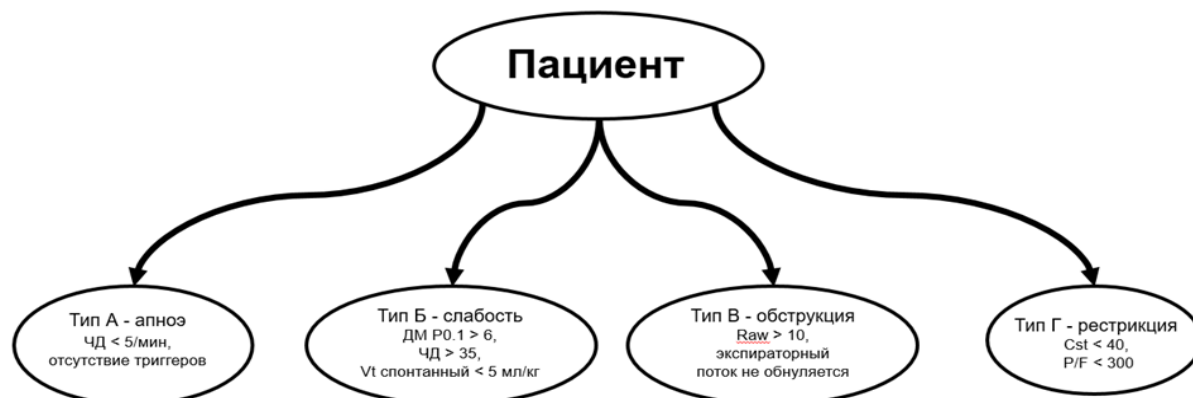


Рисунок 1 – Схема классификации состояний пациента
Figure 1 – Scheme of patient state classification

На основе интегральной оценки формализованных клинических параметров выделяют четыре типа состояний пациента. Тип А (апноэ) характеризуется полным отсутствием спонтанных дыхательных усилий и требует проведения полностью принудительной искусственной вентиляции легких (в режимах CMV или PCV). Тип Б (слабость дыхательной мускулатуры) диагностируется при значении давления окклюзии на первой десятой секунде вдоха P0.1 более 6 см вод. ст., низком спонтанном дыхательном объеме и тахипноэ с частотой свыше 35 в минуту; в таких ситуациях предпочтительна вентиляция с поддержкой давлением (PSV) либо адаптивные режимы. Тип В (обструктивные нарушения) устанавливается при повышении сопротивления дыхательных путей Raw выше 10 см вод. ст./л/с и удлинённом выдохе; рекомендуется применение режимов с контролем по давлению (PCV) и целенаправленное увеличение времени выдоха. Тип Г (рестриктивные нарушения) верифицируется при снижении статического комплаенса Cst менее 40 мл/см вод. ст. и падении индекса оксигенации P/F ниже 300; таким пациентам показана вентиляция с низким дыхательным объемом (Vt) и титрованием положительного давления конца выдоха (PEEP) [9].

База знаний реализована в виде продукционных правил типа «ЕСЛИ–ТО» с использованием нечеткой логики. Всего разработано 30 правил, сгруппированных по шести клиническим ситуациям. Краткая характеристика групп приведена в Таблице 2.

Таблица 2 – Сводная информация о группах продукционных правил
Table 2 – Summary of production rule groups

Группа	Клиническая ситуация	Количество правил	Приоритет	Пример ключевого правила (ЕСЛИ–ТО)
1	Гемодинамические нарушения	4	1 (наивысший)	ЕСЛИ САД < 90 мм рт. ст. и РЕЕР > 10 см H ₂ O → снизить РЕЕР на 2 см H ₂ O, оценить гемодинамику
2	Инициация ИВЛ	4	2	ЕСЛИ апноэ (ЧД < 5/мин) → немедленная интубация, PCV, Vt = 6 мл/кг, РЕЕР = 5, FiO ₂ = 1,0
3	Обструктивные нарушения	6	3	ЕСЛИ Raw > 10 см H ₂ O/л/с и экспираторный поток не достигает нуля → увеличить время выдоха (I:E = 1:3), снизить ЧД до 12–14
4	ОРДС / рестриктивные нарушения	7	4	ЕСЛИ P/F < 200 И Cst < 40 мл/см H ₂ O → режим PCV, Vt = 6 мл/кг, титровать РЕЕР по таблице РЕЕР/FiO ₂
5	Слабость дыхательной мускулатуры и отлучение	6	5	ЕСЛИ P0.1 > 6 см H ₂ O и ЧД > 30/мин И спонтанный Vt < 5 мл/кг → PSV с поддержкой 12–15 см H ₂ O
6	Интеллектуальные и гибридные режимы	3	6	ЕСЛИ вариабельность Cst > 20 %/час И доступен ASV → рекомендовать режим ASV

Группа 1 (гемодинамические нарушения) включает четыре правила, направленные на купирование артериальной гипотензии, ассоциированной с высоким положительным давлением конца выдоха (РЕЕР), а также на дифференциальную диагностику гиповолемии. В качестве иллюстрации: при снижении систолического артериального

давления (САД) менее 90 мм рт. ст. и величине РЕЕР, превышающей 10 см вод. ст., рекомендуется пошаговое уменьшение РЕЕР с контролем гемодинамики; в случае падения АД более чем на 20 % после увеличения РЕЕР – возврат к исходному уровню РЕЕР и рассмотрение альтернативных методов рекрутмента альвеол [10].

Группа 2 (инициация искусственной вентиляции легких) объединяет четыре правила, определяющих показания к началу респираторной поддержки. Апноэ с частотой дыхания менее 5 в минуту служит основанием для немедленной интубации трахеи и перехода на вентиляцию в режиме с контролем по давлению (PCV). При тахипноэ более 35 в минуту и повышенном дыхательном давлении ($P_{0,1} > 6$ см вод. ст.) предпочтительна неинвазивная вентиляция либо вентиляция с поддержкой давлением (PSV) [11].

Группа 3 (обструктивные нарушения) содержит шесть правил, нацеленных на коррекцию динамической гиперинфляции при хронической обструктивной болезни легких (ХОБЛ) и бронхиальной астме. Ключевые мероприятия включают увеличение времени выдоха (достижение соотношения инспираторного времени к экспираторному I:E = 1:3 и более), применение внешнего РЕЕР при наличии аутоположительного давления конца выдоха (auto-РЕЕР), а также агрессивное снижение частоты дыхания и дыхательного объема в случае высокого давления плато.

Группа 4 (острый респираторный дистресс-синдром и рестриктивные нарушения) насчитывает семь правил, реализующих стратегию протективной вентиляции легких. Предусматривается использование низкого дыхательного объема (6 мл/кг идеальной массы тела), титрование РЕЕР в соответствии с таблицей РЕЕР/ FiO_2 , а также контроль движущего давления (ΔP) с целевым значением менее 15 см вод. ст. При тяжелой гипоксемии (индекс оксигенации $P/F < 100$) и стабильной гемодинамике рекомендуется применение высокого РЕЕР (14–18 см вод. ст.) и вентиляция в положении пациента на животе (прон-позиция) [12].

Группа 5 (слабость дыхательной мускулатуры и отлучение от респиратора) включает шесть правил, охватывающих ведение пациентов с признаками утомления диафрагмы и процесс отлучения от искусственной вентиляции легких. При высоком дыхательном давлении ($P_{0,1} > 6$ см вод. ст.) и низком спонтанном дыхательном объеме назначается вспомогательная вентиляция с поддержкой давлением на уровне 12–15 см вод. ст. При снижении индекса быстрого поверхностного дыхания (RSBI) ниже 105 проводится тест спонтанного дыхания [12].

Группа 6 (интеллектуальные и гибридные режимы) содержит три правила, рекомендуемых использование автоматических режимов вентиляции при наличии соответствующих технических возможностей. Режим адаптивной поддерживающей вентиляции (ASV) показан при нестабильной механике легких (вариабельность статического комплаенса C_{st} более 20 % за час). Режим нейрорегулируемой вентиляционной поддержки (NAVA) применяется при асинхронии на фоне PSV и наличии назогастрального зонда для регистрации электрической активности диафрагмы. Режим вентиляции с гарантированным дыхательным объемом (VAPS) используется в случаях недостижения целевого дыхательного объема при PSV [13].

Алгоритм выбора режима и параметров. Общий алгоритм работы СППВР (Рисунок 2) включает: ввод исходных данных, расчет производных показателей (ИМТ, P/F , C_{st} , ΔP , RSBI), классификацию состояния пациента, последовательную проверку групп правил в порядке убывания приоритета (гемодинамика – инициация – обструкция – ОРДС – отлучение – интеллектуальные режимы), формирование рекомендации и текстового объяснения.

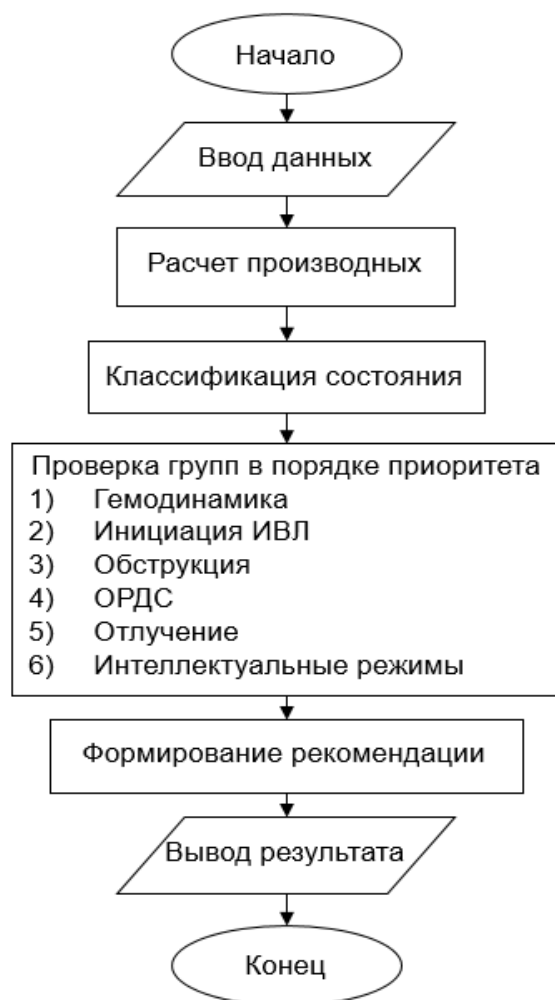


Рисунок 2 – Главная блок-схема алгоритма
Figure 2 – Main algorithm flowchart

Для каждой из шести групп правил разработан внутренний алгоритм, определяющий порядок проверки условий и выбора конкретного правила. Приоритет внутри группы установлен по специфичности условий и клинической опасности состояния.

Алгоритм для группы гемодинамических нарушений начинается с проверки самого опасного сценария – резкого падения артериального давления после повышения РЕЕР. Если условие не выполнено, последовательно проверяются глубокая гипотензия ($\text{САД} < 70$ мм рт. ст. с нестабильной гемодинамикой), гипотензия на фоне высокого РЕЕР (> 10 см H_2O) и гипотензия с высоким центральным венозным давлением (подозрение на гиповолемию). Если ни одно условие не сработало, система переходит к следующей группе. Соответствующая блок-схема приведена на Рисунке 3.

Алгоритм инициации ИВЛ начинается с оценки апноэ ($\text{ЧД} < 5/\text{мин}$). При его отсутствии проверяются гиперкапнический ацидоз ($\text{pH} < 7,25$, $\text{PaCO}_2 > 55$ мм рт. ст. и неэффективность ИВЛ), гипоксемия на высокой фракции кислорода ($\text{PaO}_2 < 60$ мм рт. ст., $\text{FiO}_2 > 0,5$) и, наконец, тахипноэ с высоким дыхательным драйвом ($\text{ЧД} > 35/\text{мин}$, $\text{P0,1} > 6$ см H_2O) [14]. Рисунок 4 иллюстрирует этот алгоритм.

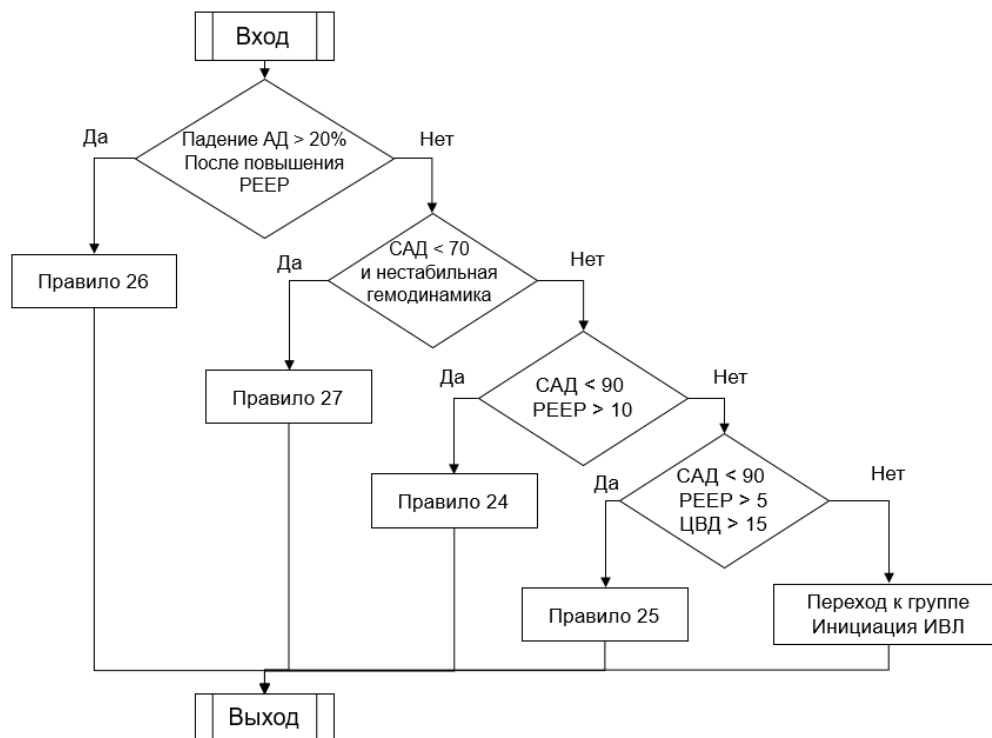


Рисунок 3 – Детальная блок-схема для группы «Гемодинамические нарушения»
Figure 3 – Detailed flowchart for the "Hemodynamic disorders" group

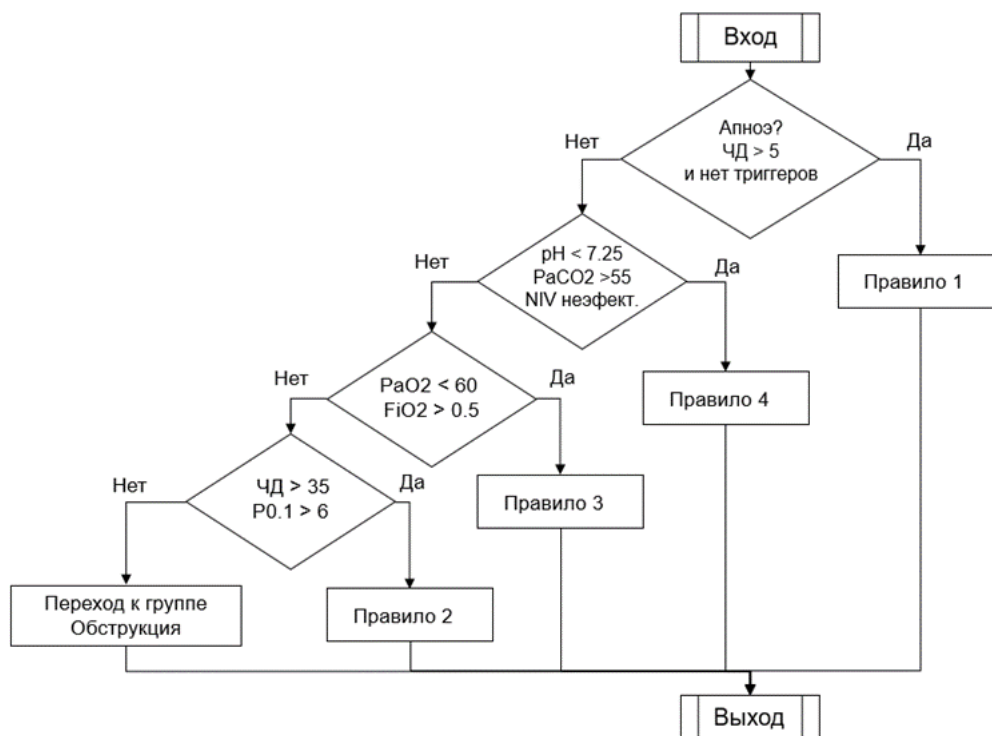


Рисунок 4 – Детальная блок-схема для группы «Инициация ИВЛ»
Figure 4 – Detailed flowchart for the "Initiation of mechanical ventilation" group

При обструктивных нарушениях первым проверяется состояние астматического статуса с давлением плато выше 30 см H₂O. Затем последовательно оцениваются высокий градиент P_{peak}–P_{plat} (резистивная проблема), двойные вдохи (асинхрония),

наличие auto-РЕЕР с проблемами триггирования и, наконец, ХОБЛ с гиперкапнией и $pH > 7,25$ (допустимая гиперкапния). Базовое правило (увеличение времени выдоха) применяется при отсутствии более специфических признаков [15]. Детализация представлена на Рисунке 5.

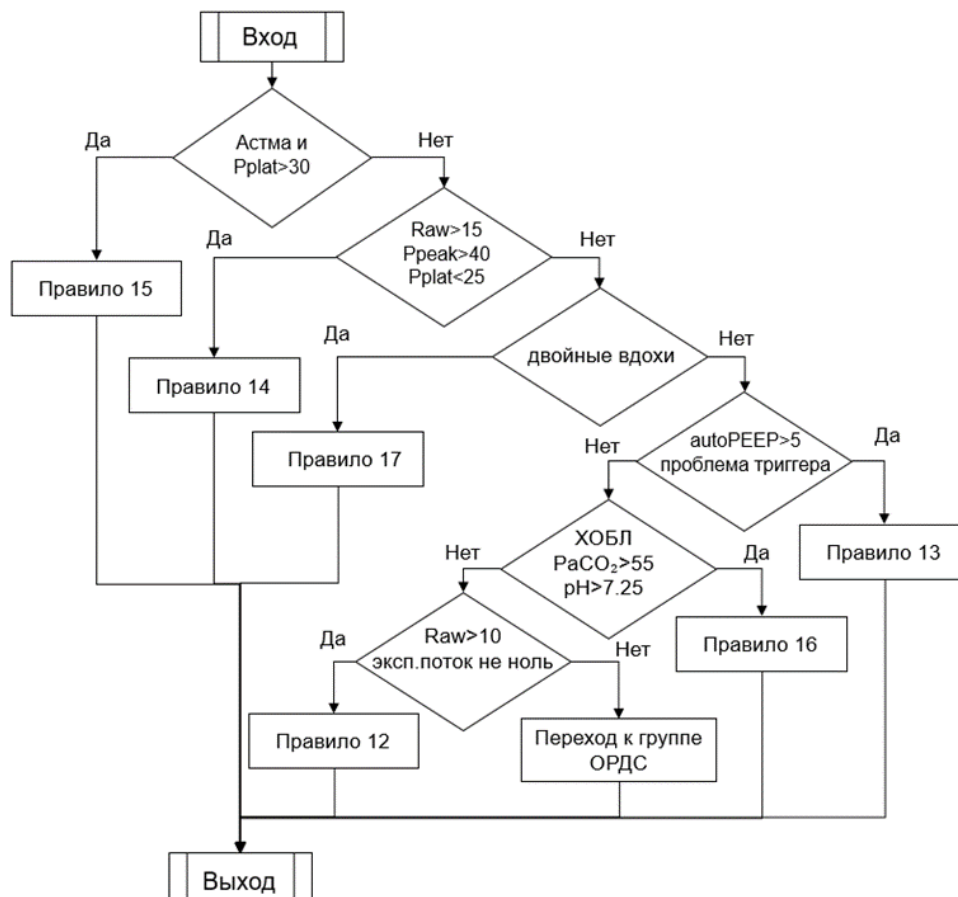


Рисунок 5 – Детальная блок-схема для группы «Обструктивные нарушения»
Figure 5 – Detailed flowchart for the "Obstructive disorders" group

Алгоритм для ОРДС и рестриктивных нарушений учитывает как тяжесть гипоксемии, так и гемодинамическую стабильность. Наивысший приоритет имеет ситуация тяжелой гипоксемии на фоне высокого РЕЕР и нестабильной гемодинамики. Далее проверяются отсутствие рекрутабельности (рост Pplat при повышении РЕЕР), высокое движущее давление ($\Delta P > 15$ см H_2O), тяжелая гипоксемия при стабильной гемодинамике, потенциальная рекрутабельность (низкий Cst и низкий Pplat) и улучшение состояния (переход на вспомогательные режимы). Базовым является стандартный протокол ОРДС [16]. Блок-схема приведена на Рисунке 6.

При слабости дыхательной мускулатуры и отлучении алгоритм начинается с выявления диафрагмальной дисфункции (толщина диафрагмы $< 1,5$ мм). Затем проверяются низкий дыхательный драйв (передозировка седативных), неудачная попытка отлучения ($RSBI > 105$), успешный RSBI (разрешение теста спонтанного дыхания), стабильный PSV (протокол постепенного снижения поддержки) и, наконец, признаки утомления (высокий драйв, тахипноэ, малый объем) [17, 18]. Рисунок 7 отображает этот алгоритм.

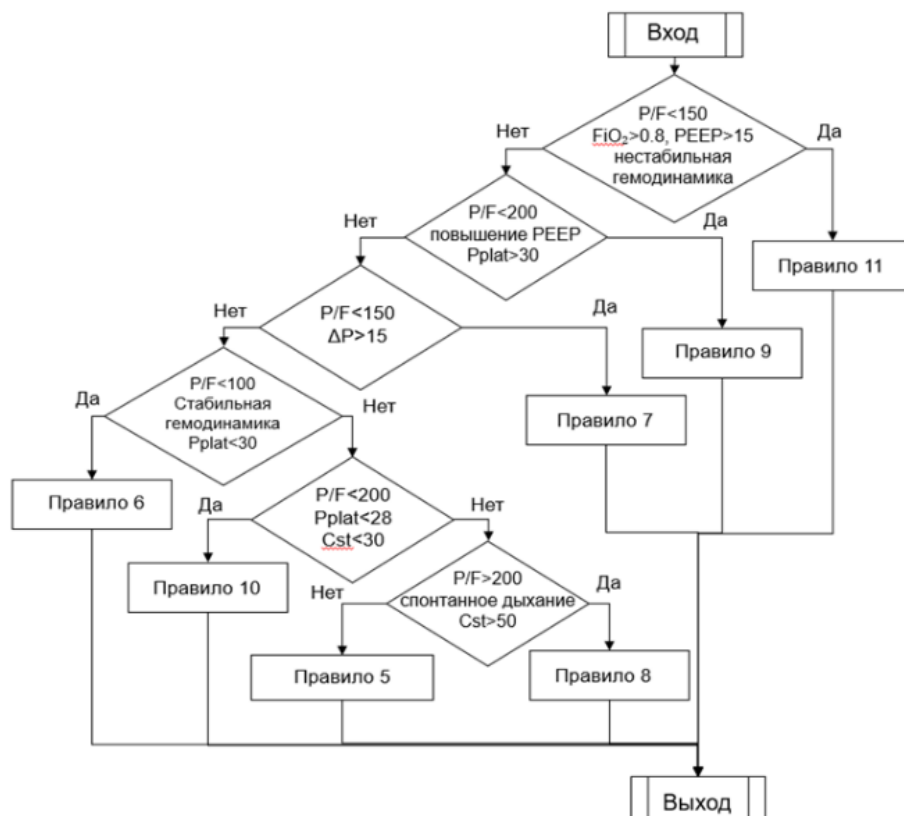


Рисунок 6 – Детальная блок-схема для группы «ОРДС/рестриктивные нарушения»
Figure 6 – Detailed flowchart for the "ARDS/restrictive disorders" group

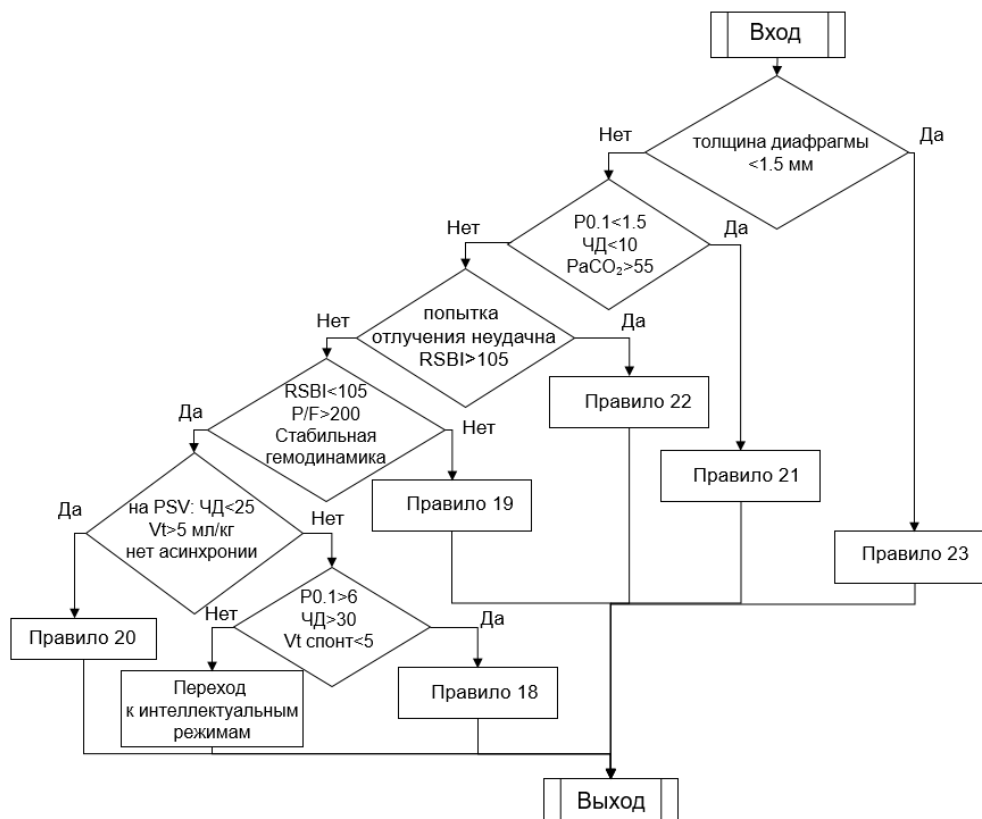


Рисунок 7 – Детальная блок-схема для группы «Слабость и отлучение»
Figure 7 – Detailed flowchart for the "Weakness and weaning" group

Алгоритм для интеллектуальных и гибридных режимов является линейным, так как не имеет внутреннего приоритета опасности. Последовательно проверяются условия для режима ASV (нестабильная механика лёгких), NAVA (наличие зонда и асинхрония) и VAPS (недостижение целевого дыхательного объема). Если ни одно условие не выполнено, система выдает сообщение об отсутствии рекомендаций по этой группе [19, 20]. Детали приведены на Рисунке 8.

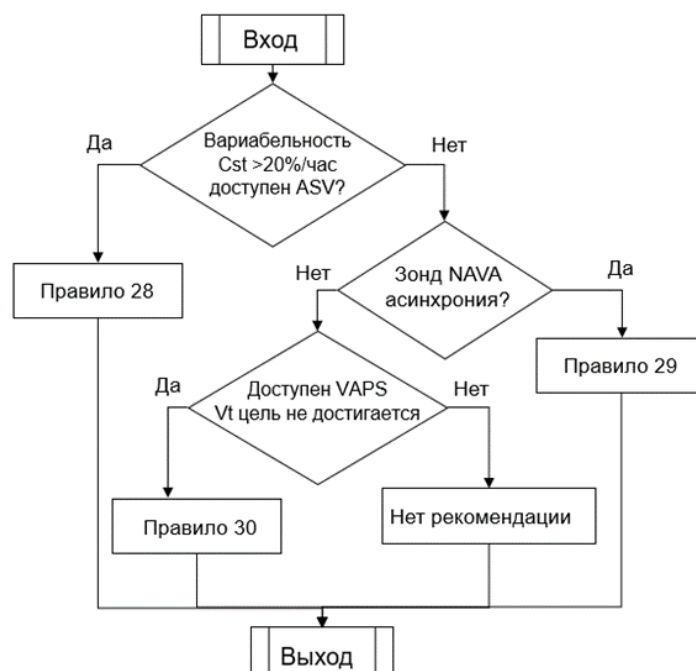


Рисунок 8 – Детальная блок-схема для группы «Интеллектуальные режимы»
Figure 8 – Detailed flowchart for the "Intelligent modes" group

Программная реализация. Система построена по модульному принципу (Рисунок 9). Основные модули: ввод данных (ручной или импорт из CSV), база знаний (30 правил в формате JSON), движок логического вывода (Python + experta или собственная реализация), модуль объяснения (генерация текстового комментария) и пользовательский интерфейс.

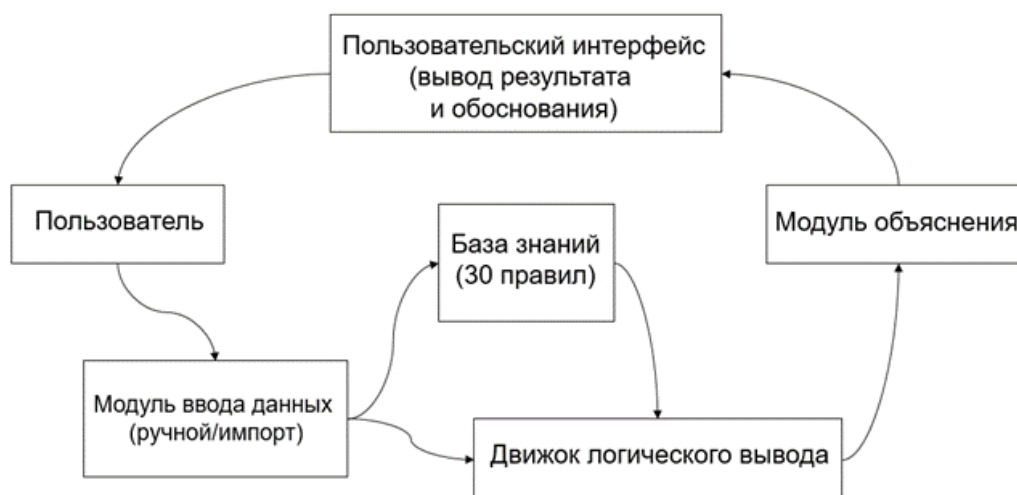


Рисунок 9 – Архитектурная схема программного комплекса
Figure 9 – Architecture of the software system

Разработка выполнена на языке Python 3.10 с использованием библиотеки tkinter для графического интерфейса, experta для реализации Rete-алгоритма (или условных операторов), pandas и numpy для обработки данных. Код организован в виде класса IVLSupportApp, содержащего методы расчета, логики правил и событий интерфейса.

Для удобства врача-реаниматолога разработан графический интерфейс на базе библиотеки tkinter. На Рисунке 10 представлен внешний вид программы. Вкладка «Ввод параметров» содержит поля для ввода антропометрических данных, показателей механики дыхания, газообмена, гемодинамики, а также чекбоксы для фиксации клинических особенностей и технических возможностей. Поля организованы в два столбца с вертикальной прокруткой. Вкладка «Примеры» позволяет одним нажатием загрузить типовые клинические сценарии: «ОРДС (тяжелая гипоксемия)», «Обструкция (ХОБЛ)» или «Гемодинамическая нестабильность». После загрузки пользователь переходит на вкладку ввода, при необходимости корректирует значения и нажимает кнопку «Получить рекомендацию».

Рисунок 10 – Пользовательский интерфейс системы
Figure 10 – System user interface

Помимо текстовой рекомендации система отображает рассчитанные ключевые производные параметры: индекс оксигенации PaO_2/FiO_2 , статический комплаенс Cst и движущее давление ΔP .

Для оценки качества рекомендаций разработанной системы были использованы клинические данные, опубликованные в рецензируемых научных журналах. Из этих источников извлечены 20 типовых сценариев, отражающих различные состояния пациентов на ИВЛ. Для каждого сценария на основе тех же публикаций экспертным путем определен эталонный режим вентиляции и целевые параметры (режим, дыхательный объем Vt, PEEP, частота дыхания, FiO₂, а также дополнительные действия). Система независимо формировала рекомендацию, после чего проводилось сравнение с эталоном.

Характер сценариев охватывал: пациентов с различной механикой дыхания (Cst от 20 до 80 мл/см H₂O, Raw от 5 до 20 см H₂O/л/с), с разной степенью гипоксемии (P/F от 80 до 350) и гиперкапнии (PaCO₂ от 35 до 70 мм рт. ст.), а также с гемодинамическими нарушениями (САД 70–130 мм рт. ст.). Отдельная группа сценариев моделировала

асинхронии пациента и вентилятора (двойные вдохи, неэффективное триггирование) и наличие технических возможностей (режимы ASV, NAVA, VAPS). В нескольких случаях исходные настройки ИВЛ были заведомо неоптимальными (например, дыхательный объем более 10 мл/кг при ОРДС).

Критерии оценки совпадения были определены следующим образом: полное совпадение – рекомендуемый системой режим ИВЛ и все ключевые параметры (V_t , РЕЕР, ЧД, FiO_2) соответствуют эталонным в пределах $\pm 10\%$ (для V_t и РЕЕР дополнительно допускалось отклонение не более 1 мл/кг и 2 см H_2O соответственно). Частичное совпадение – режим верен, но один из параметров выходит за пределы указанных допусков. Несовпадение – режим не соответствует эталонному либо рекомендация отсутствует при наличии эталона.

Результаты

Работа системы была проверена на 20 литературных сценариях, взятых из статей. Результаты оказались следующими. В 17 случаях из 20 (то есть в 85 %) рекомендация, выданная программой, в точности совпала с эталонным решением, описанным в публикациях. Еще в двух ситуациях (10 %) совпадение было неполным: режим система предлагала правильный, но один из параметров, а именно РЕЕР, отличался от эталонного не более чем на 2 см вод. ст. Такую разницу можно считать клинически допустимой, на исход лечения она существенно не влияет. И только один сценарий (5 %) оказался за рамками базы знаний: там требовалась экстракорпоральная элиминация углекислого газа (ECCO₂R), что наша система пока не поддерживает. Время, которое требовалось программе на выработку совета, измеряли на обычном компьютере (Intel Core i5, 8 ГБ ОЗУ). В среднем оно составило 0,42 секунды.

На Рисунке 11 как раз приведен скриншот того, что видит врач после запуска анализа по первому примеру (тяжелый ОРДС). В области результата отображается не только текст самой рекомендации – «Режим PCV, $V_t = 6$ мл/кг, титровать РЕЕР по таблице РЕЕР/ FiO_2 , целевое $P_{plat} < 30$ см H_2O », но и рассчитанные программой ключевые показатели: индекс оксигенации ($P/F = 100$), статический комплаенс ($C_{st} = 18,3$ мл/см H_2O) и движущее давление ($\Delta P = 23$ см H_2O). Благодаря этим цифрам врач может оценить, насколько обоснованно предложение системы, еще до того, как изменит настройки аппарата ИВЛ.

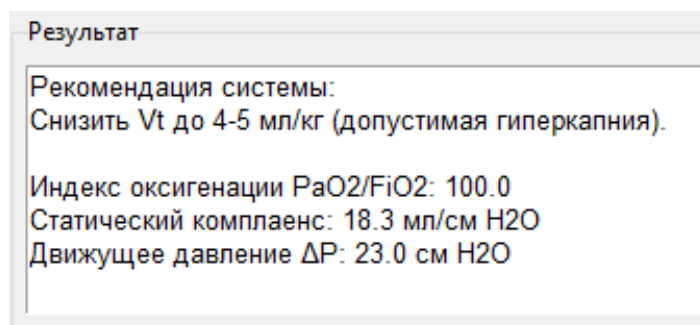


Рисунок 11 – Результат работы программы для сценария «Тяжелая гипоксемия при ОРДС»
Figure 11 – Program output for the "Severe hypoxemia in ARDS" scenario

Важно подчеркнуть, что наш прототип принципиально отличается от коммерческих аналогов, таких как IntelliVent-ASV или SmartCare/PS. Там логика работы скрыта – это «черные ящики». У нас же каждое решение сопровождается текстовым пояснением, в котором перечисляются сработавшие условия. Из литературы известно,

что закрытые системы не всегда вызывают доверие у врачей, потому что трудно понять, почему предложен именно такой вариант. Наша разработка, напротив, нацелена на российские клинические рекомендации и дает понятные объяснения. Показатель полного совпадения с эталоном – 85 % – это хороший результат. А время отклика (менее 0,5 секунды) позволяет использовать систему в реальном времени, встраивая ее либо в рабочие станции реанимации, либо непосредственно в аппараты ИВЛ (если производитель предусмотрел открытый интерфейс).

Обсуждение

Полученные данные говорят о том, что выбранная методология – продукционные правила – работает корректно и дает высокую точность. Главное достоинство системы – ее «прозрачность»: врач всегда видит, из каких параметров и правил родился тот или иной совет. Это повышает доверие, а кроме того, превращает программу в полезный инструмент для обучения молодых специалистов.

Вместе с тем следует признать ограничения. Объем выборки – всего 20 сценариев – относительно невелик. Сама проверка проводилась на ретроспективных литературных данных, а не на реальных пациентах. Для полноценной клинической апробации потребуются проспективные исследования. Кроме того, система очень чувствительна к качеству входных параметров. Если ошибиться в измерении давления плато или в газовом составе крови, классификация состояния пациента может стать неверной, а значит, и рекомендация окажется ошибочной.

Тем не менее уже сейчас можно говорить о практической значимости. Разработанный прототип пригоден для использования в отделениях реанимации как автономное рабочее место врача. Его также можно встраивать в существующие аппараты ИВЛ, если те предоставляют открытый интерфейс для обмена данными.

Заключение

В итоге предложена и обоснована методология выбора режима ИВЛ, основанная на совместной оценке четырех групп параметров. Создан сам алгоритм и его программная реализация – прототип интеллектуальной системы поддержки врачебных решений. Проведенная проверка на литературных данных подтвердила, что предложенный подход работоспособен. Дальнейшие планы связаны с интеграцией системы в реальные аппараты ИВЛ (в режиме реального времени), расширением базы правил за счет методов машинного обучения и, наконец, с организацией полноценных клинических испытаний.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Brochard L., Slutsky A., Pesenti A. Mechanical ventilation to minimize progression of lung injury in acute respiratory failure. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2017;195(4):438–442. <https://doi.org/10.1164/rccm.201605-1081CP>
2. Murali M., Ni M., Karbing D.S., et al. Clinical practice, decision-making, and use of clinical decision support systems in invasive mechanical ventilation: a narrative review. *British Journal of Anaesthesia*. 2024;133(1):164–177. <https://doi.org/10.1016/j.bja.2024.03.011>
3. Arnal J.M., Garnero A., Novonti D., et al. Feasibility study on full closed-loop control ventilation (IntelliVent-ASV™) in ICU patients with acute respiratory failure: a prospective observational comparative study. *Critical Care*. 2013;17(5). <https://doi.org/10.1186/cc12890>

4. Шурыгин И.А. *Искусственная вентиляция лёгких как медицинская технология*. Москва: БИНОМ; 2020. 630 с.
5. Amato M.B.P., Barbas C.S.V., Medeiros D.M., et al. 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>
6. Bernard G.R., Artigas A., Brigham K.L., et al. Report of the American-European Consensus Conference on acute respiratory distress syndrome: definitions, mechanism, relevant outcomes, and clinical trial coordination. *Journal of Critical Care*. 1994;9(1):72–81. [https://doi.org/10.1016/0883-9441\(94\)90033-7](https://doi.org/10.1016/0883-9441(94)90033-7)
7. Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD). *Global strategy for diagnosis, management and prevention of COPD*. GOLD. 2011. URL: <https://goldcopd.org> [Accessed 13th May 2026]
8. Chiumello D., Carlesso E., Cadringer P., et al. Lung stress and strain during mechanical ventilation for acute respiratory distress syndrome. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2008;178(4):346–355. <https://doi.org/10.1164/rccm.200710-1589OC>
9. Goligher E.C., Fan E., Herridge M.S., et al. Evolution of diaphragm thickness during mechanical ventilation. Impact of inspiratory effort. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2015;192(9):1080–1088. <https://doi.org/10.1164/rccm.201503-0620OC>
10. Goligher E.C., Dres M., Fan E., et al. Lung- and diaphragm-protective ventilation. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2020;202(7):950–961. <https://doi.org/10.1164/rccm.202003-0655CP>
11. East T., Heermann L., Bradshaw R., et al. Efficacy of computerized decision support for mechanical ventilation. Results of a prospective multi-center randomized trial. In: *Proceedings of the AMIA Symposium, 6–10 November 1999, Orlando, Florida, United States*. Philadelphia: Hanley & Belfus; 1999. P. 251–255.
12. Arnal J.M., Wysocki M., Nafati C., et al. Automatic selection of breathing pattern using adaptive support ventilation. *Intensive Care Medicine*. 2008;34(1):75–81. <https://doi.org/10.1007/s00134-007-0847-0>
13. Lellouche F., Mancebo J., Joliet P., et al. A multicenter, randomized trial of computer-driven protocolized weaning from mechanical ventilation. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*. 2006;174(8):894–900. <https://doi.org/10.1164/rccm.200511-1780OC>
14. Liu L., Xu X.T., Yu Y., et al. Neural control of pressure support ventilation improved patient-ventilator synchrony in patients with different respiratory system mechanical properties: a prospective, crossover trial. *Chinese Medical Journal (Engl)*. 2021;134(3):281–291. <https://doi.org/10.1097/CM9.0000000000001357>
15. Arnal J.M., Saoli M., Garnero A. Airway and transpulmonary driving pressures and mechanical powers selected by INTELLiVENT-ASV in passive, mechanically ventilated ICU patients. *Heart & Lung*. 2020;49(4):427–434. <https://doi.org/10.1016/j.hrtlng.2019.11.001>
16. Bernasconi M., Ploysongsang Y., Gottfried S.B., et al. Respiratory compliance and resistance in mechanically ventilated patients with acute respiratory failure. *Intensive Care Medicine*. 1988;14(5):547–553. <https://doi.org/10.1007/BF00263528>
17. Malhotra A. Low-tidal-volume ventilation in the acute respiratory distress syndrome. *New England Journal of Medicine*. 2007;357(11):1113–1120. <https://doi.org/10.1056/NEJMc074213>

18. Kono A., Narita C., Tosaka N. Expiratory effort exacerbates excessive dynamic airway collapse: a case report on esophageal pressure monitoring in a mechanically ventilated patient. *Egyptian Journal of Bronchology*. 2025;19. <https://doi.org/10.1186/s43168-025-00395-1>
19. Arnal J.M., Wysocki M., Novotni D., et al. Safety and efficacy of a fully close loop ventilation (IntelliVent-ASV) in ICU patients: a prospective randomized cross-over study. *Intensive Care Medicine*. 2012;38(5):781–787. <https://doi.org/10.1007/s00134-012-2548-6>
20. Barberis L., Manno E., Guérin C. Effect of end-inspiratory pause duration on plateau pressure in mechanically ventilated patients. *Intensive Care Medicine*. 2003;29(1):130–134. <https://doi.org/10.1007/s00134-002-1568-z>

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 22.05.2026; одобрена после рецензирования 19.06.2026; принята к публикации 13.06.2026.

The article was submitted 22.05.2026; approved after reviewing 19.06.2026; accepted for publication 13.06.2026.