

ПРИКЛАДНЫЕ
СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ

УДК 658.012.011.56

**ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ АППАРАТАМИ
ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИЕЙ ЛЕГКИХ.
I. ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ***

© 1996 г. В. Н. Захаров, П. С. Кантор, В. И. Лопашов, С. В. Ульянов

Москва, ВЦ РАН, АОЗТ "РОБОЦЕНТР"

Поступила в редакцию 21.10.94 г.

Описываются средства программно-аппаратной поддержки процессов управления искусственной вентиляции легких. Отмечается сложность этих процессов и необходимость создания специальных аппаратов управления ими, основанных на использовании методов и средств современной информационной технологии. Ставится и решается задача разработки функционально-полного набора исполнительных элементов с расширенными функциональными возможностями, на базе которых создается соответствующий универсальный аппарат. Предлагается многоуровневая структура интеллектуального управления, позволяющая спроектировать серию аппаратов искусственной вентиляции легких с различными уровнями интеллектуальности путем включения в контур управления процессом вентиляции различных средств интеллектуального управления от базы нечетких правил до экспертных систем.

Введение. В последние годы существенно повысился интерес к исследованию проблем создания прикладных интеллектуальных систем управления и их внедрения в промышленную и непромышленную сферы. Первые результаты моделирования динамического поведения сложных систем с интеллектуальным управлением уже показали высокую эффективность использования средств современной информационной технологии при управлении слабо формализуемыми объектами и процессами. Типичным представителем прикладной области с указанными свойствами является медицина, для которой применение программных интеллектуальных систем стало уже традиционным (в частности, при диагностике заболеваний и выборе методов лечения). В данной статье рассматриваются вопросы создания интеллектуальных программно-аппаратных средств поддержки процессов управления искусственной вентиляцией легких.

В системе интенсивного лечения нарушенных функций организма человека важную роль играет искусственная вентиляция легких (ИВЛ). Она является составной частью многих реанимационных мероприятий и широко используется в анестезиологии, реанимации и интенсивной терапии. Под ИВЛ подразумевается процесс обеспечения эффективного газообмена между окружающим воздухом или специально подобранной газовой смесью и альвеолярным

пространством легких искусственным способом. Основным способом ИВЛ является периодическое вдувание в дыхательные пути человека воздуха или иной газовой смеси. Создание соответствующих аппаратов существенно облегчит решение социально значимой задачи управления процессами лечения острой дыхательной недостаточности, которая по данным ВОЗ и МЗ РФ занимает одно из первых мест в классификации нозологических форм патофизиологических процессов в жизненно важных органах целостного организма человека.

В настоящее время применение аппаратов ИВЛ в практике респираторной терапии существенно ограничено. Это объясняется их недостаточной широкими функциональными возможностями и отсутствием гибких систем управления. Выпускаемые отечественные аппараты имеют ограниченный набор функциональных возможностей, которые не обеспечивают реализацию существующих прогрессивных методик ИВЛ. Так, например, в них не реализовано комплексное сочетание режимов нормо- и высокочастотной вентиляции, эффективность которого подтверждена в ряде отечественных и зарубежных исследований. В отечественных образцах аппаратов ИВЛ почти полностью отсутствует унификация схемотехнических решений, в связи с чем аппараты различных областей применения имеют различные принципы и организацию управления, что требует от врача при переходе с аппарата на аппарат изменять алгоритмы задания режимов и процедуры принятия решений.

* Работа выполнена при финансовой поддержке Российского фонда фундаментальных исследований (грант 95-01-00730 А).

Парадоксальность сложившейся ситуации в области поиска путей повышения лечебного эффекта ИВЛ состоит в том, что отечественная медицина сегодня практически не имеет средств для проведения экспериментальных исследований по совершенствованию методик вентиляции, а отсутствие апробированных новейших методик не позволяет сформулировать требования к создаваемым перспективным аппаратам ИВЛ. Следование устаревшим тенденциям в области построения структур аппаратов ИВЛ приведет к тому, что в случае необходимости оценки новой методики будут практически отсутствовать средства ее технической реализации.

Стремление к сокращению сроков апробации медицинских методик ИВЛ на соответствующих аппаратных средствах, необходимых для их реализации, привело к разработке концепции построения аппаратов ИВЛ на блочно-модульном принципе с использованием унифицированных электронноуправляемых исполнительных механизмов. Эта идея была предложена в 1978 г. и частично реализована в семействе аппаратов “Спирон” [1], некоторые из технических решений которых использованы в новой концепции аппаратов, отличающихся большей гибкостью функциональных модулей благодаря микропроцессорному управлению.

В данной статье описываются аппараты ИВЛ нового поколения. В новой концепции собственно аппарат рассматривается как элемент системы управления процессом вентиляции, которая является не только инструментом в руках лечащего врача, но и его интеллектуальным помощником, благодаря встроенным в систему интеллектуальным средствам управления, появившимся в последние годы на стыке традиционной теории автоматического управления и искусственного интеллекта. Интеллектуальный аппарат ИВЛ – система ближайшего будущего. Его работа основана на использовании знаний медицинских методик, особенностей человеческого организма и опыта лечения острой дыхательной недостаточности.

1. Особенности медицинских методик ИВЛ.

К настоящему времени известен довольно широкий ряд зарекомендовавших себя в клинической практике медицинских методик ИВЛ. Условно различают традиционную ИВЛ, вспомогательную ИВЛ и так называемые специальные методы и режимы ИВЛ [2]. При традиционной ИВЛ или ИВЛ с перемежающимся положительным давлением аппарат в течение фазы вдоха вдвухает газовую смесь в дыхательные пути, после чего наступает пассивный выдох, обусловленный эластическими свойствами легких и грудной клетки. Во всех современных

респираторах, как правило, задаются частота циклов в мин, объем вдоха или минутный объем дыхания. В современных респираторах имеется возможность изменять форму кривой скорости потока во время фазы вдоха. Обычно используют три вида скорости: постоянную, нарастающую, когда максимальный поток создается в конце вдоха, и снижающуюся (максимальный поток в начале вдоха). Последнюю форму кривой наиболее целесообразно применять при вспомогательных методах вентиляции легких.

Вспомогательная вентиляция легких (ВВЛ) применяется в основном для постепенного перехода от ИВЛ к самостоятельному дыханию. К ВВЛ относятся: триггерная ВВЛ с откликиванием на попытку вдоха пациента по потоку или разрежению; синхронизированная принудительная перемежающаяся ВВЛ; автоматическое поддержание заданной минутной вентиляции при самостоятельном дыхании пациента; самостоятельное дыхание под постоянным положительным давлением; самостоятельное дыхание с поддержкой давлением; самостоятельное дыхание с поддержкой потоком.

Специальные методы и режимы ИВЛ представляют собой модифицированные режимы традиционной ИВЛ, а также различные модификации высокочастотной ИВЛ. Высокочастотной вентиляцией легких (ВЧ ИВЛ) принято называть ИВЛ, которую проводят с частотой дыхательных циклов более 60 в мин. При этом выделяют: струйную ВЧ ИВЛ, основанную на принципе инъекции или на подаче струи газа (кислорода) в дыхательные пути через канюлю или катетер диаметром 1–2 мм с частотой вентиляции от 60 до 400 в мин и осцилляторную ВЧ ИВЛ, при которой в дыхательные пути подаются с частотой более 400 в мин малые объемы газа, теоретически приближающиеся к объему мертвого пространства или меньше него (под объемом мертвого пространства в физиологии дыхания понимают объем легких, в котором не происходит газообмена).

Модифицированные режимы традиционной ИВЛ, как правило, следующие: “ИВЛ с плато” – задержка открытия клапана выдоха после окончания фазы вдоха и закрытия клапана вдоха; “ИВЛ с ПДКВ” – режим с поддержанием положительного давления в легких в течение фазы выдоха; “ИВЛ с инверсией дыхательного цикла” – режим с длительностью фазы вдоха больше длительности фазы выдоха; “ИВЛ с регулируемым давлением вдоха” – режим, при котором переключение фаз дыхательного цикла осуществляется при достижении заданного давления конца вдоха. К специальным методам ИВЛ относится комбинированная ИВЛ, при которой сочетают традиционную ИВЛ (частота дыхательных

циклов 16–20 в мин) со струйной ВЧ ИВЛ (частота 120–150 в мин). К ним же относят также методы, направленные на улучшение распределения воздуха в легких путем прерывания “монотонности” дыхания, осуществляемые частотной или амплитудной модуляцией ВЧ ИВЛ: струйная ВЧ ИВЛ осуществляется с перерывами на 10–20 с через каждые 30–40 с, или происходит постоянное колебание частоты вентиляции ± 15 –30 циклов в мин с заранее заданной периодичностью, или также с заданной периодичностью меняется величина “рабочего” давления и, следовательно, постоянно то увеличивается, то уменьшается дыхательный объем (± 10 –20%).

Как следует из краткого обзора существующих методик, их спектр достаточно широк и к тому же, в результате совершенствования методов лечения острой дыхательной недостаточности, может быть пополнен новыми режимами. Однако, многие из вышеупомянутых режимов не могут быть реализованы существующими отечественными аппаратами ИВЛ. Это связано с определенными трудностями, относящимися в первую очередь к проблеме разработки исполнительных механизмов (ИМ) с расширенными функциональными возможностями и организацией гибких управляющих этими механизмами систем, работа которых основана на использовании современных средств новейшей информационной технологии, т.е. таких управляющих систем, которые в последние годы принято относить к “интеллектуальным” [3]. Универсальность и интеллектуальность – важнейшие требования к аппаратам ИВЛ нового поколения.

О п р е д е л е н и е. Под универсальным интеллектуальным аппаратом искусственной вентиляции легких (далее просто АИВЛ) будем подразумевать аппарат, ориентированный на применение в процессе ИВЛ источника подачи дыхательной смеси, обеспечивающего путем программного управления исполнительными устройствами (регуляторами и клапанами) реализацию всех существующих и создаваемых вновь режимов вентиляции из множества апробированных и перспективных медицинских методик, а также корректировку режимов и, возможно, их замену по реакциям организма пациента с помощью заложенных в систему управления специальных знаний и опыта лечения.

Перейдем к обсуждению проблем, связанных с созданием такого аппарата.

2. Концепция построения АИВЛ. В структурном отношении интеллектуальные управляющие системы могут быть представлены двумя глобальными уровнями: исполнительным и управляющим, организованным с использованием средств современной информационной техно-

логии (как правило, базы знаний и механизма вывода на знаниях [3]). Каждый из указанных глобальных уровней может состоять из нескольких подуровней (см. разд. 4). В данном случае нас будет интересовать исполнительный уровень, поскольку, как указано в [4], проектирование интеллектуальных систем начинается с организации исполнительного уровня, т.е. в нашем случае – с выбора исполнительных модулей.

Как известно [5], любой аппарат ИВЛ можно представить в виде укрупненных трех структурных блоков: генератора потока (ГП), распределительного устройства (РУ) и системы управления (СУ) режимами и параметрами ИВЛ. В настоящее время в качестве ГП используют либо компрессор, либо воздуходувку с целью создания постоянного потока с определенными характеристиками. В качестве СУ чаще всего используют микропроцессорный контроллер (в некоторых модификациях аппаратов – ПЭВМ), обеспечивающий сигналы управления исполнительными механизмами (ИМ), реализующими заданный врачом режим вентиляции в соответствии с функциональными возможностями того или иного аппарата ИВЛ.

В современных аппаратах ИВЛ распределительное устройство, в задачу которого входит распределение потоков газа в системе аппарат-пациент в соответствии с сигналами СУ, содержит разнородные по принципу управления ИМ: – пневмомеханические, электромеханические, а в ряде аппаратов исполнительные элементы с ручным управлением.

Очевидно, что при такой разнотипности ИМ организация эффективного управления в условиях меняющихся методик становится трудно выполнимой из-за многозвенной иерархии подчиненности используемых в режиме модулей, меняющейся в зависимости от выбранного режима и контролируемых параметров. В некоторых случаях для нового режима оказывалось проще ввести специальный исполнительный модуль. Однако с увеличением числа ИМ резко снижается надежность всего аппарата.

Исследования статических и динамических характеристик газовых потоков, характерных для той или иной методики вентиляции, показали, что если статические характеристики обеспечиваются ИМ любого принципа управления, то требуемая динамика обеспечивается только ИМ с электронным управлением [6]. Это предопределило предлагаемую концепцию построения аппарата. Основу концепции построения аппаратов ИВЛ составляют следующие принципы: ИМ, входящие в состав РУ должны управляться электрическими сигналами; каждый из используемых ИМ должен выполнять несколько функций в со-

ставе РУ и иметь автономное управление, т.е. представлять собой унифицированный исполнительный модуль (УИМ); модификация аппаратов в зависимости от области применения и/или появления новых медицинских методик должна осуществляться исключительно программным путем на базе разработанного комплекса УИМ.

Для реализации предложенной концепции были решены следующие задачи: на основании медицинских требований определена номенклатура УИМ; разработаны алгоритмы и технические средства их реализации для управления УИМ; определены функционально полные наборы УИМ для аппаратов различных областей применения; разработаны управляющие структуры аппаратов ИВЛ различного назначения. Это дало возможность отказаться от принципа – “новая функция – новый исполнительный модуль” и существенным образом повысить надежность и универсальность создаваемых аппаратов ИВЛ.

3. Функционально-полный набор исполнительных механизмов как база реализации аппаратов ИВЛ нового поколения. Как уже отмечалось, одним из путей решения задачи сокращения сроков между апробацией новейшей медицинской методики ИВЛ и созданием средств для ее технической реализации является построение аппаратов ИВЛ на блочно-модульном принципе с использованием комплекса унифицированных электронноуправляемых исполнительных механизмов, с последующей разработкой системы управления и соответствующего программного обеспечения. Только в этом случае можно надеяться на реализацию апробированной медицинской методики в кратчайшие сроки, поскольку ее внедрение не будет связано с разработкой конструкторской документации и изготовлением в заводских условиях нового аппарата, а потребует только модернизации программного обеспечения.

Как следует из анализа приведенных в первом разделе существующих медицинских методик

ИВЛ, при реализации режимов с применением современных респираторов требуется установка, контроль и изменение большого числа параметров вентиляции. Как минимум множество регулируемых и контролируемых (врачом) параметров (МРКП) может быть представлено следующими элементами: минутный объем дыхания или дыхательный объем (V_e, V_t); частота дыхательных циклов (F); продолжительность вдоха и выдоха (T_i и T_e); длительность паузы на вдохе (T_p); давление на вдохе и выдохе (P_i и P_e); состав вдыхаемой и выдыхаемой газовой смеси (FiO_2 и $FiCO_2$); температура и влажность дыхательной смеси ($t, ^\circ C$); параметры перехода от искусственной вентиляции к самостоятельному дыханию; форма кривой скорости потока газовой смеси во время фазы вдоха; параметры перехода от вдоха к выдоху [включая чувствительность попытки вдоха (S) и число самостоятельных вдохов (N)]; параметры биомеханики дыхания; параметры самостоятельного дыхания (V_t, V_e, F).

Каков бы ни был конкретный режим вентиляции, устанавливаемый врачом, дальнейшее расширение МРКП, по-видимому, не потребуются. В противном случае нужно будет говорить об аппарате, выходящем за рамки исследуемого класса. В связи с этим под функционально-полным набором унифицированных исполнительных механизмов (ФП УИМ) будем подразумевать такое (по возможности) минимальное число унифицированных механизмов, исключение из которых любого механизма приведет к тому, что какой-либо параметр из заданного МРКП станет неконтролируемым и неуправляемым.

Как показали исследования для двух принципиально различных базовых функциональных структур аппаратов (для струйной ИВЛ с входным давлением газа 0.4 МПа и для объемной ИВЛ с входным давлением газа 0.01 МПа) вполне достаточно (без учета генератора потока) следующих трех унифицированных исполнительных механизмов, обладающих функциональной полнотой в указанном выше смысле. Эти

Таблица 1

Электроуправляемый ИМ (ЭИМ)	Выполняемая функция
1. Пропорциональный электропневматический регулятор (ПЭПР) { 7 функций }	Регулирование амплитуды давления (скорости потока); регулирование частоты и скважности прерывания потока газа; регулирование формы кривой скорости потока; обеспечение амплитудно-частотной модуляции потока; смеситель газов; регулирование концентрации кислорода в дыхательной смеси; источник высокочастотных пневматических импульсов
2. Дроссель-регулятор с приводом от шагового электродвигателя (ДР) { 4 функции }	Регулирование амплитуды скорости потока газа; регулирование формы кривой скорости потока газа; регулирование сопротивления выдоху; регулирование коэффициента инжекции
3. Увлажнитель высокого давления (УВД) для потоков газа с давлением до 0.4 МПа { 2 функции }	Регулирование влажности газа в зависимости от скорости потока. Регулирование скорости подачи жидких анестетиков и лекарственных веществ

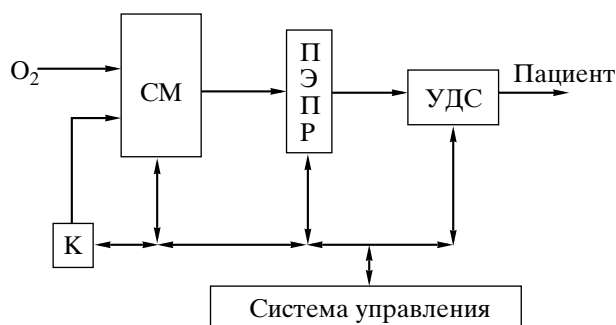


Рис. 1. Функциональная схема аппарата ИВЛ: СМ – смеситель газов кислород–воздух; К – компрессор; ПЭПР – пропорциональный электропневморегулятор; УДС – увлажнитель дыхательной смеси.

унифицированные исполнительные механизмы и их функции указаны в табл. 1.

Общая функциональная схема аппарата ИВЛ указана на рис. 1 (на рисунке не указан дроссель-регулятор, входящий не во все модификации аппаратов; роль увлажнителя высокого давления играет увлажнитель дыхательных смесей (УДС)).

Для каждого из приведенных в табл. 1 ЭИМ были разработаны алгоритмы управления выполняемыми ими функциями и технические средства реализации управляющих алгоритмов на базе специализированных больших интегральных схем (СБИС). Сочетание ИМ с соответствующей СБИС представляет собой законченный унифицированный исполнительный модуль УИМ. Очевидно, что аппараты различных областей применения, реализуя минимально необходимые для конкретной области функции, будут отличаться содержанием МРКП.

В табл. 2 приведены наборы унифицированных модулей для различных типов аппаратов ИВЛ, соответствующих различным областям применения.

Использование в составе комплекса УИМ (КУИМ) СБИС позволяет значительно сократить объем и насыщенность МП контроллера с одновременным повышением надежности как СУ, так и всего аппарата в целом. Кроме того, схемами СБИС предусмотрена реализация стандартных функций, выполняемых каждым УИМ в аварийной ситуации, например при отказе МП контроллера.

Было показано [6], что применение в структурных схемах аппаратов ИВЛ КУИМ в сочетании с набором соответствующих датчиков позволяет обеспечить выше упомянутые МРКП. А расширение функциональных возможностей аппарата в случае появления новых медицинских методик ИВЛ осуществляется изменением программного обеспечения МП контроллера. Поскольку первый этап разработки интеллектуальной системы управления завершен (разработкой исполнительного уровня), перейдем к рассмотрению вопросов, связанных с построением информационной надстройки.

4. Многоуровневая интеллектуальная надстройка. Комплекс унифицированных исполнительных модулей АИВЛ получает сигналы управления от многоуровневой управляющей системы, построенной в соответствии с принципом IPDI (Increasing Precision with Decreasing Intelligence), говорящим о том, что с повышением уровня иерархии в системе управления повышается уровень интеллектуальности, но

Таблица 2

Ф–П набор УЭИМ	Реализуемое МРКП	Тип аппарата	Область применения
1. ПЭПР + СБИС Баллон O ₂	V_e, F, Ti (ПЭПР в линии высокого давления)	Портативный	Скорая помощь, медицина катастроф, внутрибольничная транспортировка
2. ПЭПР + СБИС УВД + СБИС Компрессор	$V_e, F, Ti, Pe, FiO_2, t, C$ (ПЭПР в линии высокого давления)	Стационарный	Палаты интенсивной терапии, послеоперационные палаты
3. ПЭПР + СБИС ДР + СБИС ДР + СБИС УВД + СБИС МП-контроллер Компрессор	$V_e, F, Ti, Pi, Pe, FiO_2, S, N, t, C$ (ПЭПР в линии высокого давления)	Стационарный	Отделения реанимации интенсивной и кардиотерапии, фтизиатрические диспансеры, санаторно-курортные учреждения, респираторные кабинеты амбулаторий и медсанчастей
4. ПЭПР + СБИС ПЭПР + СБИС ДР + СБИС ДР + СБИС УВД + СБИС МП-контроллер или ПЭВМ Компрессор	Максимальное МРКП (ПЭПР в линии высокого давления, ПЭПР в линии низкого давления)	Стационарный	Отделения реанимации интенсивной и кардиотерапии научных центров и клиник РАМН; Лаборатории патофизиологии дыхания

снижается уровень точности и наоборот. Под “интеллектуальностью” в данном случае подразумевается способность системы работать с базой событий, или, иначе, с базой внешних ситуаций. А под “точностью” подразумевается отсутствие свободы выбора принимаемых решений [3]. В самом общем случае можно выделить два глобальных уровня работы с базой событий и принятия решений: высший уровень – организационный и более низкий в иерархии – координационный. На организационном уровне принимаются решения по сложившейся ситуации. Координационный уровень служит для планирования конкретных действий по выполнению принятого решения. Так, например, решения по изменению параметров режима вентиляции по реакциям организма пациента или перехода на другой режим вентиляции принимаются на организационном уровне, а последовательность команд смены режима формируется на координационном уровне.

Система управления универсальным интеллектуальным аппаратом ИВЛ строится в соответствии со следующими пятью принципами [3].

1. Наличие тесного информационного взаимодействия с управляемым объектом (контуром “аппарат–пациент”) посредством каналов связей с датчиками и исполнительными механизмами.

2. Принципиальная открытость системы с целью совершенствования поведения и повышения эффективности работы в процессе эксплуатации.

3. Наличие механизмов прогноза изменений в управляемом объекте и собственном поведении.

4. Наличие управляющей многоуровневой структуры, построенной в соответствии с правилом: повышение интеллектуальности и снижение требований к точности по мере повышения ранга иерархии в системе (и наоборот).

5. Сохраняемость функционирования (возможно, с некоторой потерей качества или эффективности, иначе, с деградацией) при разрыве связей или потере управляющих воздействий от высших уровней иерархии управляющей структуры.

Прокомментируем смысл этих принципов, отметив тем самым их исключительную важность с точки зрения оценки поведения интеллектуальной системы управления универсальным АИВЛ.

Первый принцип подчеркивает непосредственную связь интеллектуальной системы с контуром “аппарат–пациент”. Находясь с непрерывным взаимодействием с этим контуром, система управления получает всю необходимую информацию в виде данных, извлеченных знаний, а также опыта применения того или иного режима. Это позволяет своевременно менять как параметры вентиляции, так и собственно режим, чем до-

стигается повышение терапевтического эффекта применения аппарата.

Принципиальная открытость системы в соответствии со вторым принципом с целью совершенствования аппарата обеспечивается возможностью изменения (пополнения, модернизации) знаний, содержащихся в базе знаний системы. База знаний интеллектуальной управляющей системы универсального АИВЛ состоит как бы из двух частей: постоянных (проверенных) знаний, которыми система обладает и постоянно пользуется, и временных (проверяемых) знаний, в которых система не уверена, с которыми она экспериментирует в процессе функционирования и обучения. Знания второго типа либо отбрасываются, либо уточняются и переходят в знания первого типа в зависимости от результатов анализа терапевтического эффекта применяемой методики вентиляции или режима.

В соответствии с третьим принципом интеллектуальную систему управления универсальным АИВЛ нельзя считать полностью интеллектуальной, если она не обладает возможностью прогнозировать состояние пациента и реакции аппарата на внезапные изменения в его самочувствии. Система без прогноза может попасть в критическую ситуацию, из которой не сможет найти выхода из-за временных ограничений на изменение собственного функционирования и формирования соответствующих управляющих воздействий на изменение параметров или режима вентиляции, требуемых в сложившейся ситуации. Например, заблаговременная подготовка режима высокочастотной вентиляции и немедленный переход к его реализации в случае увеличения частоты сердечных сокращений.

Четвертый принцип позволяет наметить пути построения более сложных моделей систем управления АИВЛ с повышенными уровнями интеллектуальности посредством добавления новых уровней надстройки, организованных с привлечением средств современной информационной технологии. Например, интеллектуальные возможности аппарата несомненно возрастут в случае добавления дополнительного уровня информационной надстройки с механизмами правдоподобного вывода и их оценкой лечащим врачом. Такой АИВЛ с функциями экспертной системы станет хорошим помощником-консультантом с возможностью реализации специализированного режима для конкретного пациента. Таким образом, в самом общем случае многоуровневая структура аппарата может содержать следующие уровни в порядке понижения ранга иерархии: уровень работы с базой событий и знаний, уровень индуктивного вывода и правдоподобных рассуждений, уровень прогно-

за событий, уровень самоорганизации и адаптации, уровень формирования решений, уровень планирования операций по реализации сформированного решения, уровень формирования команд к исполнительным механизмам (к набору унифицированных модулей) и, наконец, собственно исполнительный уровень. Возможность разработки такого аппарата рассматривается в следующем разделе.

Пятый принцип устанавливает лишь снижение уровня интеллектуальности (в крайнем случае – полную его потерю), но не прекращение функционирования аппарата при отказах в работе высших уровней иерархии системы управления. Сохранение возможности реализации “простых” режимов вентиляции чрезвычайно важно для аппарата, у которого что-то случилось с “головой”. С этой целью в системе управления предусматриваются специальные органы управления, позволяющие отключить поврежденный уровень управления и вручную задать необходимый режим и параметры вентиляции. В таком случае медицинскому персоналу придется более внимательно следить за реакцией пациента в процессе вентиляции.

Разработка интеллектуального универсального аппарата искусственной вентиляции легких – сложная научно-техническая проблема. На ее решение могут уйти годы. В то же время насущная потребность медицины в более простых и надежных аппаратах, не говоря уже об аппарате, описанном выше, заставляют поставить на повестку дня вопрос о разработке АИВЛ с поэтапным наращиванием уровней интеллектуальности. Решение этой задачи авторы

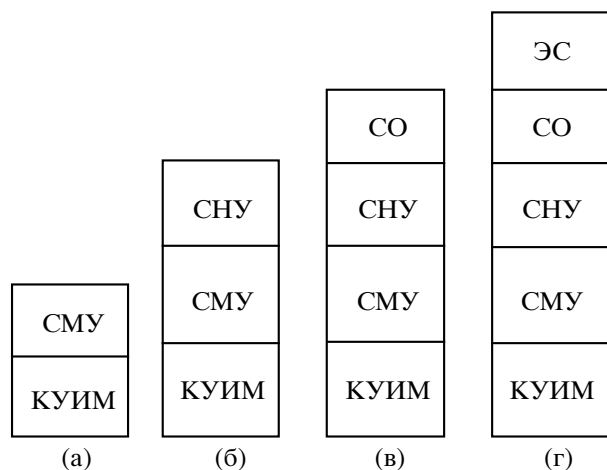


Рис. 2. Единая серия ИА ИВЛ: а – действующий макет (ВУЛКАН-0); б – аппарат с системой управления, интеллектуальной в малом (ВУЛКАН-1); в – аппарат с повышенным уровнем интеллектуального управления (ВУЛКАН-2); г – аппарат с системой управления, интеллектуальной в большом (ВУЛ-

КАН-3). Видят в создании единой серии аппаратов искусственной вентиляции легких.

5. Единая серия интеллектуальных аппаратов ИВЛ. На базе описанного и апробированного в клинических условиях макета аппарата в настоящее время ведется разработка единой серии интеллектуальных аппаратов ИВЛ (ЕС ИА ИВЛ), отличающихся различными уровнями интеллектуальности используемой системы управления. Всем аппаратам присвоено название “ВУЛКАН” (аббревиатура образована выделенными буквами в фамилиях разработчиков макета аппарата: захароВ, УЛьянов, КАНтор).¹ На рис. 2 приведены четыре этапа создания образцов единой серии. Первый этап в настоящее время практически завершен созданием макета аппарата с традиционными средствами микропроцессорного управления СМУ (см. рис. 2а). Система управления макетом может быть отнесена к системе с нулевым уровнем интеллектуальности (ВУЛКАН-0).

Система управления следующей версии аппарата (см. рис. 2б) дополнена средствами нечеткого управления СЛУ на базе нечетких контроллеров. Предполагается использование, как минимум, двух нечетких контроллеров, каждый из которых работает с собственной базой нечетких правил и реализует операции нечеткой алгебры при формировании нечеткого вывода. Первый контроллер включен в контур управления исполнительного устройства с целью создания в легких оптимального в сложившихся условиях альвеолярного давления в течение фазы вдоха. Второй контроллер включен в более общий контур управления с целью выбора оптимального режима вентиляции на основе биомеханических характеристик легких пациента и рекомендаций лечащего врача. В соответствии с определением 1 из [3] система управления, ориентированная на обработку нечетких знаний (с применением нечеткого контроллера), относится к системе управления интеллектуальной в малом. В связи с этим аппарат ВУЛКАН-1 является первой версией в серии интеллектуальных аппаратов ИВЛ. Средства нечеткого управления являются как бы надстройкой на нижнем уровне управления аппарата – средствами микропроцессорного управления (СМУ) комплексом унифицированных исполнительных модулей (КУИМ), остающимися неизменными для аппаратов всей серии (см. рис. 2). Следующая версия аппарата ВУЛКАН-2 (рис. 2в) характеризуется системой управления с повышенной степенью интеллектуальности по сравнению с аппаратом ВУЛКАН-1. Если в аппарате ВУЛКАН-1 нечеткие знания

¹ Число выделенных в фамилиях букв примерно пропорционально усилиям, затраченным соответствующим разработчиком.

заложены в систему управления при его создании, то в аппарате ВУЛКАН-2 имеется возможность пополнения и изменения нечетких знаний, благодаря добавленным в его систему управления средств обучения (СО).

СО аппарата ВУЛКАН-2 построены на базе нечеткой нейронной сети, способной к формированию нечетких правил выбора режимов по результатам обслуживания пациентов, одобренных лечащим врачом. Именно эти правила дополняют и изменяют правила, заложенные в СНУ при разработке аппарата. Такая возможность делает систему управления аппарата исключительно гибкой и приспособляемой в процессе совершенствования медицинских методик искусственной вентиляции. Аппарат с используемыми СО практически не может морально устареть и в течение длительного времени будет исправно служить клинике, что немаловажно, учитывая его высокую стоимость.

Наконец наивысшей степенью интеллектуальности будет обладать аппарат ВУЛКАН-3 (рис. 2г), система управления которого использует еще один уровень надстройки – экспертную систему (ЭС). Системы управления с ЭС в соответствии с определением 2 из [3] относятся к системам управления, интеллектуальных в большом. Такой аппарат не только гибок и приспособляем к меняющимся методикам вентиляции; он сам способен предложить и реализовать при условии одобрения лечащим врачом методику вентиляции, наиболее подходящую для данного пациента. В простейшем случае ЭС аппарата может обратить внимание врача на весьма существенные “мелочи”, сказавшиеся когда-то на результатах лечения в прошлом, а благодаря наличию в своем составе подсистемы объяснения проиллюстрировать весь ход “собственных” рассуждений.

По-видимому, применение в лечебных учреждениях аппаратов ИВЛ серии “ВУЛКАН” способно изменить весь существующий лечебный процесс пациентов с острой и патологической дыхательной недостаточностью.

Однако для выполнения этой цели необходимо предъявить к разрабатываемым аппаратам ряд специальных требований. Одним из главных требований при разработке серии аппаратов является требование функциональной преемственности различных версий с точки зрения реализуемых режимов вентиляции и управления этими режимами. Это означает, что любой аппарат высшей модификации реализует все режимы, реализуемые аппаратом нижней категории. При этом органы управления и способы задания режимов и параметров вентиляции остаются теми же самыми для всех аппаратов серии. Таким образом у медицинских работников нет необходимости менять привычные действия при использовании более сложного аппарата. Необходимо лишь изучить его новые возможности.

Заключение. Сформулированные выше требования, а также стремление устранить перечисленные выше недостатки существующих аппаратов ИВЛ определили перечень главных задач, которые, необходимо решить при разработке нового поколения аппаратов ИВЛ. В число этих задач входят: создание гибкого аппаратного комплекса, обеспечивающего реализацию любого из апробированных режимов ИВЛ; реализация блочно-модульного принципа построения аппарата, обеспечивающего его модернизацию только за счет модификации программного обеспечения системы управления; разработка системы управления, обеспечивающей оптимальный режим вентиляции с учетом реакции организма (например, на базе нечеткого контроллера); разработка панели управления аппаратом как поста врача-оператора; разработка средств организации диалога на основе специальной экспертной системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Гальперин Ю.Ш., Кантор П.С. и др. Принципы построения унифицированных аппаратов ИВЛ с электроприводом. Новости медицинского приборостроения. ВНИИМП. М., 1978.

2. *Кассиль В.Л., Лескин Г.С.* Современные методы искусственной и вспомогательной вентиляции легких. Анестезиология и реанимация. М., 1994. № 3.
3. *Захаров В.Н., Ульянов С.В.* Нечеткие модели интеллектуальных промышленных регуляторов и систем управления. I, II // Изв. РАН. Техн. кибернетика, 1992. № 5; 1993. № 4.
4. *Захаров В.Н., Ульянов С.В.* Нечеткие модели интеллектуальных промышленных регуляторов и систем управления. III. Методология проектирования // Изв. РАН. Техн. кибернетика. 1993. № 5.
5. *Бурлаков Р.И. и др.* ИВЛ: принципы, методы, аппаратура. М.: Медицина, 1986.
6. *Кантор П.С.* Аппарат ИВЛ как система управления процессом вентиляции: Дис. ... канд. техн. наук: 05.17.11; М., 1994.