

Создание методов и алгоритмов адаптивного управления в биотехнических комплексах корректирующего воздействия на дыхательную систему человека

Н.В. Ивахно¹, С.И. Зыкин¹, С.В. Анцибор¹

¹Тульский государственный университет, Ленина 92, Тула, Россия, 300012

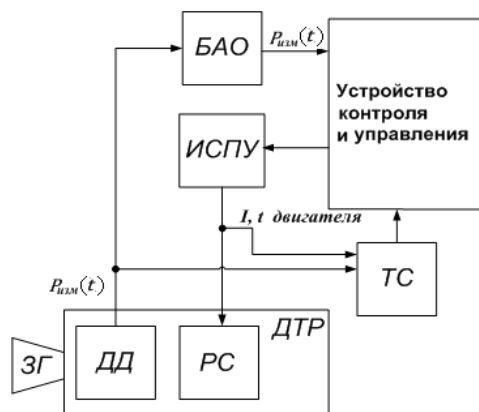
Аннотация. В статье разработаны методы адаптивного управления задаваемым сопротивлением в дыхательных комплексах с учетом изменения состояния человека по результатам идентификации параметров дыхательной системы, а также по результатам моделирования дыхательной системы, представленной в виде совокупности генераций воздухоносных путей (каналов), последняя из которых оканчивается альвеолами. Приведенные алгоритмы являются основой построения интеллектуальных систем медицинского назначения, связанных с проведением адаптивного корректирующего воздействия.

1. Введение

Создание адаптивных тренажерных комплексов представляет собой достаточно сложную теоретическую проблему [1,2]. Это, в первую очередь, связано со сложностью и изменчивостью обрабатываемых сигналов. Так как аппаратура оказывает управляющее воздействие, то одновременно должны осуществляться диагностирование состояния дыхательной системы человека, обработка результатов в реальном масштабе времени и корректировка нагрузки. Решение указанной проблемы заключается в создании научно обоснованной методологической базы, определении технических параметров аппаратуры корректирующего воздействия адаптивного типа, обладающей новыми качественными характеристиками, для обеспечения всего разнообразия областей применения в лечебной, восстановительной и спортивной медицине. Для выбора нагрузки на дыхательную мускулатуру пациент дышит через комплекс, работающий в различных режимах (рисунок 1).

В процессе дыхания через регулируемое сопротивление в дыхательной трубке, соединенной с загубником, датчиками, измеряется давление в полости дыхательной трубки $P(t)$, которое через блок аналоговой обработки сигналов передается в устройство контроля и управления [2].

В результате анализа кривой давления происходит настройка входных параметров обнаружения (амплитуда полезного сигнала as , дисперсия σ^2 и среднее значения шума $a0$) для реализации модели обработки сигнала с целью своевременного распознавания дыхательной активности и обеспечения высокой степени синхронизации дыхания и комплекса [3,4].



ЗГ – загубник, ДД – система датчиков давления; РС – регулируемое сопротивление, задаваемое изменением площади сечения; ДТР – дыхательная трубка; БАО – блок аналоговой обработки сигнала; ИСПУ – исполнительное устройство; ТС – блок технического самодиагностирования

Рисунок 1. Обобщенная структурно-функциональная схема комплексов корректирующего воздействия на дыхательную систему.

С использованием блока диагностирования состояния дыхательной системы, использующего методы параметрического анализа, происходит формирование сигнала управления на исполнительное устройство, осуществляющее изменение и адаптацию нагрузки (сопротивление/давления переключения) в дыхательном контуре по заданному закону с учетом индивидуального состояния пациента и его изменения [4,5]. Также для длительного прогнозирования и формирования ограничений на воздействие производится математическое моделирование процессов в дыхательной системе.

2. Критерий, устанавливающий тип управляющего воздействия по диагностическим матрицам

В данной структуре контур самодиагностики реализует защиту исполнительного устройства от перегрузки, анализируя температуру t и ток I электродвигателя в его составе, и позволяет экстраполировать отказ, осуществляя корректировку управляющего воздействия. Одновременно происходит анализ давления в дыхательной трубке при функционировании как в дроссельном режиме, так и в пиковом, что предотвращает возможность появления баротравмы [3,5]. Блок оценки питания опережающего оповещения позволяет спрогнозировать снижение или сбой уровня питающего напряжения, своевременно сохранить текущие данные и обеспечить перезапуск и восстановление системы.

Таким образом, изменяемыми параметрами, характеризующими состояние дыхательной системы человека при воздействии разным сопротивлением и при разном давлении переключения $R_1, \dots, R_N, P_1, \dots, P_N$, являются: длительность фазы вдоха/выдоха T_1, \dots, T_N , угол наклона аппроксимирующей кривой на первом участке наблюдения $\alpha_1, \dots, \alpha_N$, угол наклона при убывании аппроксимирующей функции β_i (при нагрузке в виде сопротивления), коэффициент аппроксимирующей функции на третьем интервале наблюдения $\beta p_1, \dots, \beta p_N$ (при нагрузке в виде давления переключения), время нарастания кривой давления до максимума t_{H1}, \dots, t_{HN} , характеристики кривой давления при свободном дыхании – $\alpha_0, \beta p_0, t_{H0}, T_0$ (нагрузка переключением давления), $\alpha_0, \beta_0, t_{H0}, T_0$ (нагрузка сопротивлением) [1,3].

Тогда обобщенные матрицы, характеризующие состояние человека, уровень его тренированности при воздействии сопротивлением и давлениями, описываются так:

$$M = \begin{bmatrix} \alpha_0 & \beta_0 & t_{H0} & T_0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \alpha_i & \beta_i & t_{Hi} & T_i \\ \alpha_N & \beta_N & t_{HN} & T_N \end{bmatrix}, \quad M1 = \begin{bmatrix} \alpha_0 & \beta p_0 & t_{H0} & T_0 \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \alpha_i & \beta p_i & t_{Hi} & T_i \\ \alpha_N & \beta p_N & t_{HN} & T_N \end{bmatrix}.$$

Общий критерий, позволяющий установить тип управляющего воздействия, формируется по совокупности ряда параметров, составляющих матрицы состояний M и M1:

$$K1_j^2 = \begin{cases} \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{s-1} \sum_{i=1}^N c_k \cdot \left(\frac{M1_{ik} - M1_{i^*k}}{M1_{0k}} \right)^2, & \text{при } j = 1, \\ \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{s-1} \sum_{i=1}^N c_k \cdot \left(\frac{M_{ik} - M_{i^*k}}{M_{0k}} \right)^2, & \text{при } j = 0. \end{cases}$$

где c_1, c_2, c_3, c_4 – весовые коэффициенты, характеризующие важность каждого показателя, определяемые экспертами; j – переменная, определяющая тип воздействия, k – номер параметра ($k = 0, \dots, S-1$, S – количество параметров, i – уровень воздействия $i = 1, \dots, N$, $i^* = i-1$ – предыдущий уровень воздействия) [4,5].

Тогда задача поиска метода воздействия нагрузкой в дыхательном контуре в допустимом множестве возможных вариантов сведется к поиску параметров управления исполнительным устройством, которые обеспечат наилучшее значение векторной функции цели:

$$Q_i = \begin{cases} \sqrt{\sum_{k=0}^{S-1} c_k \frac{(M_{ik} - MZ_{ik})^2}{MZ_{ik}^2}}, & \text{при } j = 0 \\ \sqrt{\sum_{k=0}^{S-1} c_k \frac{(M1_{ik} - MZ1_{ik})^2}{MZ1_{ik}^2}}, & \text{при } j = 1 \end{cases}$$

где MZ_{ik} , $MZ1_{ik}$ – матрицы необходимых характеристик дыхательной системы человека при задаваемой нагрузке в виде сопротивления, давлений переключения соответственно.

Адаптация будет проводиться по двум контурам: 1-й контур обеспечивает работу математической модели дыхательной системы и аппарата, 2-й контур обеспечивает задание начальной нагрузки и выбор значения, при котором достигается наименьшее отклонение от эталонной характеристики [1,4].

3. Математическая модель биотехнического комплекса «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека».

Для контроля и своевременного регулирования нагрузки рассмотрим математическую модель биотехнического комплекса «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» [5,6].

В данной модели структура легких представлялась в виде совокупности поколений воздухоносных путей (каналов), последняя из которых оканчивается альвеолами. Предполагалось, что воздухоносные пути разветвляются по принципу правильной дихотомии, то есть две конъюгаты имеют одинаковые размеры и ответвляются от своего родителя под равными углами, при этом учитывались эмпирические уравнения воздухоносных каналов среднестатистического человека [6].

Математическая модель биотехнического комплекса «аппаратура корректирующего воздействия – дыхательная система человека» представлена тремя основными блоками:

- уравнения газовой динамики лёгких и динамики работы мускулатуры:

$$\left\{ \begin{aligned} \frac{dPl_0(t)}{dt} &= \frac{G_0(t) \cdot \frac{Rb \cdot T^*}{M} - Pl_0(t) \cdot \frac{dV_0(t)}{dt}}{V_0(t)}, \\ &\dots \\ \frac{dPl_{im}(t)}{dt} &= \frac{G_{im}(t) \cdot \frac{Rb \cdot T^*}{M} - Pl_{im}(t) \cdot \frac{dV_{im}(t)}{dt}}{V_{im}(t)}, \\ &\dots \\ \frac{dPl_{nm}(t)}{dt} &= \frac{G_{nm}(t) \cdot \frac{Rb \cdot T}{M} - Pl_{nm}(t) \cdot \frac{dV_n(t)}{dt}}{V_{nm}(t)}, \\ \lambda \cdot \rho \cdot \frac{d^2 u(t)}{dt^2} &= Pl_{nm}(t) - P_a - \left(E_1 \cdot \frac{u(t)}{Dc} - \sigma_1(t) \right) \cdot \frac{\lambda}{r(t)} - k \cdot \frac{du(t)}{dt} \cdot \frac{\lambda}{r(t) Dc}, \\ \lambda \cdot \rho \cdot \frac{d^2 w(t)}{dt^2} &= Pl_{nm}(t) - P_a - \left(E_2 \cdot \frac{w(t)}{L} - \sigma_2(t) \right) \cdot \frac{2r(t)\lambda + \lambda^2}{r^2(t)} - k \cdot \frac{dw(t)}{dt} \cdot \frac{2r(t)\lambda + \lambda^2}{r^2(t)L}; \end{aligned} \right.$$

- уравнения скоростей массопереноса среды по уровням генераций:

$$\left\{ \begin{aligned} G_i(t) &= \frac{M}{Rb \cdot T^* \cdot R_{im}^*} \cdot \left[(Pl_{im-1}(t) - Pl_{im}(t))^2 \cdot \text{sign}(Pl_{im-1}(t) - Pl_{im}(t)) + \right. \\ &\quad \left. + 2(Pl_{im+1}(t) - Pl_{im}(t))^2 \cdot \text{sign}(Pl_{im+1}(t) - Pl_{im}(t)) \right], \\ G_0(t) &= \frac{M}{Rb \cdot T^* \cdot R_0^*} \cdot \left[(P_{km}(t) - Pl_0(t))^2 \cdot \text{sign}(P_{km}(t) - Pl_0(t)) + \right. \\ &\quad \left. + 2(Pl_1(t) - Pl_0(t))^2 \cdot \text{sign}(Pl_1(t) - Pl_0(t)) \right]; \end{aligned} \right.$$

где $V_{im}(t)$ – текущий объём im -го канала; nm – последний уровень каналов ($nm = 23$); Rb – постоянная Больцмана; M – молярная масса газа; $\Omega_i(t)$ – объёмный расход газа в i -том канале; $Pl_{im}(t)$ – давление газа в im -том канале; $P_{km}(t)$ – давление в трубке тренажёра; P_a – атмосферное давление; $Pl_0(t)$ – давление в трахее; $Pl_1(t)$ – давление на 1-м уровне воздухоносных путей (ВП); $u(t)$ – перемещение стенки цилиндра в радиальном направлении; $Pl_{nm}(t)$ – текущее давление внутри цилиндра; $\sigma_1(t)$ – заданное мышечное напряжение в окружном направлении; $\sigma_2(t)$ – заданное мышечное напряжение в осевом направлении; λ – толщина стенки цилиндра; k – коэффициент вязкости материала; E_1 – модуль упругости материала в окружном направлении; E_2 – модуль упругости материала в осевом направлении; $r(t)$ – текущий внутренний радиус цилиндра; Dc – внутренний радиус цилиндра в недеформированном состоянии; ρ – плотность элемента среды; $w(t)$ – осевое перемещение торца цилиндра; L – длина недеформированного цилиндра; R_{im}^* – сопротивление im -того

ВП; $G_{im}(t)$ – массовый расход воздуха i -того ВП; $G_0(t)$ – массовый расход воздуха в трахее; процесс дыхания происходит при постоянной температуре внутри организма $T^* = 310 K$;
 - модель автоматического переключения дыхательной мускулатуры, которая реализуется заданием специальных функций $\Theta_1(t)$, $\Theta_2(t)$, $\Theta_3(t)$ и $\Theta_4(t)$, обеспечивающих автоматическое включение мышц при достижении лёгкими в процессе выдоха минимального заданного объёма V_{min} и отключение при достижении лёгкими максимального заданного объёма V_{max} :

$$\begin{aligned}
 10^{-5} \left(\frac{d\Theta_1(t)}{dt} \right) &= (1 + \Theta_2(t) - \Theta_1(t)) \times \\
 &\times (\zeta(\delta_V - |V_{min} - V(t)|) + \zeta(\delta_V - |V_{max} - V(t)|)), \\
 10^{-5} \left(\frac{d\Theta_2(t)}{dt} \right) &= (\Theta_1(t) - \Theta_2(t)) \times \\
 &\times (1 - \zeta(\delta_V - |V_{min} - V(t)|) - \zeta(\delta_V - |V_{max} - V(t)|)), \\
 0,5 \frac{d\Theta_3(t)}{dt} &= \Theta_4(t) \cdot (1 - \Theta_3(t)) - 0,7 \cdot \Theta_3(t) \cdot (1 - \Theta_4(t)), \\
 0,001 \frac{d\Theta_4(t)}{dt} &= 0,5 + 0,5 \cdot (-1)^{ceil(\Theta_1(t) - \Theta_4(t))}, \\
 \zeta(\arg) &= 0,5 + 0,5 \cdot sign(\arg),
 \end{aligned}$$

где $\Theta_1(t), \Theta_2(t), \Theta_3(t), \Theta_4(t)$ – неизвестные функции, δ_V – абсолютная ошибка регистрации момента выравнивания объёмов, $ceil$ – функция округления, $\zeta(\arg)$ – функция переключения (при положительном аргументе равна 1, при отрицательном – 0).

Разработанное математическое описание процесса массопереноса в сложной системе ветвящихся каналов дает возможность обеспечить больший уровень детализации процесса дыхания в целом, позволяя исследовать влияние тех или иных отклонений на структурном уровне отдельно выбранной генерации вплоть до непосредственного присваивания отдельным воздухоносным путям заданных свойств [6].

Полученная система обыкновенных нелинейных дифференциальных уравнений решалась численно с применением метода Розенброка. Анализ экспериментальных графиков изменения давлений, объемного и массового расходов, описанных в [6] показывает, что полученные результаты моделирования с достаточно высокой точностью качественно и количественно отражают биомеханику ряда процессов, сопровождающих дыхание. Следовательно, данная модель может применяться для анализа адекватности и установления ограничений задаваемых адаптивных нагрузок на дыхательную систему при различных режимах тренировки на ККВДС. Обобщённая структурная схема математической модели представлена на рисунке 2.

4. Алгоритм адаптации нагрузки по данным диагностических матриц состояний

Работа 2-го контура происходит в поисковом режиме с автоматической подстройкой нагрузки, так как параметры дыхательной системы человека изменяются (рисунок 3), NA – количество уровней изменения нагрузки [3].

Корректировка нагрузки в зависимости от изменения целевой функции иллюстрируется графиком на рисунке 4. По оси x указан каждый шаг, соответствующий заданию нагрузки при очередном вдохе/выдохе.

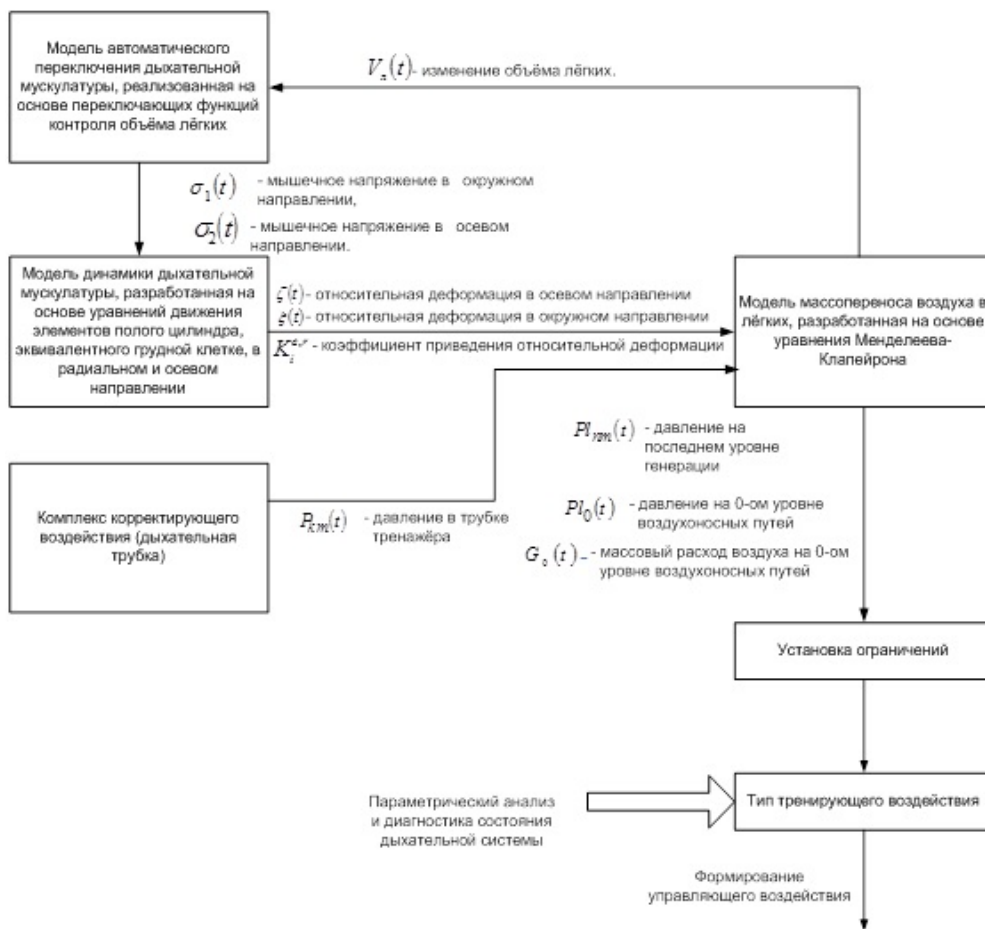
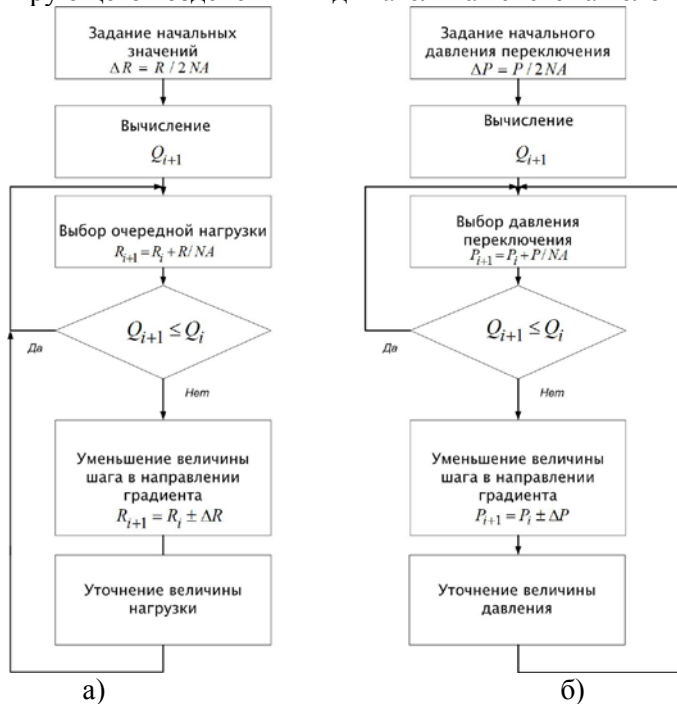


Рисунок 2. Обобщенная структурная схема модели биотехнической системы «комплекс корректирующего воздействия – дыхательная система человека».



а – настройка нагрузки – сопротивления контура; б – настройка давления переключения
Рисунок 3. Схема работы алгоритма адаптации комплексов корректирующего воздействия (2-й контур).

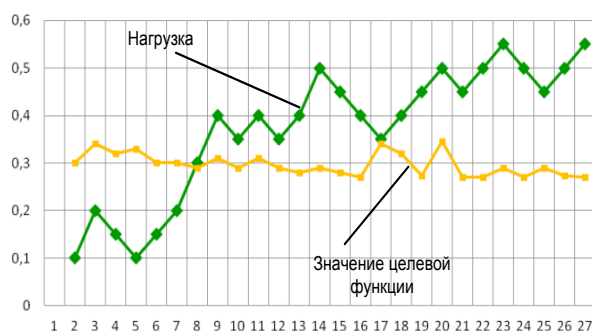


Рисунок 4. Экспериментальные характеристики результата работы 2-го контура адаптации (нагрузка в виде сопротивления).

5. Заключение

На основании экспериментально-аналитической оценки изменения параметров давления при реализации разных типов воздействия на дыхательную систему решена проблема автоматизированного выделения признаков, характеризующих изменение состояния дыхательной системы человека при работе с комплексами корректирующего воздействия, и разработана совокупность алгоритмов, позволяющих своевременно осуществлять самонастройку управляющих воздействий.

Реализацию поставленной задачи по управлению исполнительным устройством в реальном масштабе времени с одновременной сложной обработкой сигналов можно осуществить с использованием высокопроизводительных микроконтроллеров.

Приведенные методы и алгоритмы являются основой развития нового класса приборов медицинского назначения – автоматизированных комплексов корректирующего воздействия на дыхательную систему человека, обеспечивающих адаптивную обработку сигналов, моделирование биологических процессов и управление исполнительным устройством в реальном масштабе времени, что повышает эффективность лечения больных бронхиальной астмой и хроническим обструктивным бронхитом, проведения реабилитационных программ у больных с двигательными нарушениями.

6. Литература

- [1] Ивахно, Н.В. Принцип построения математической модели процесса обработки сигналов при распознавании дыхательной активности в системах интеллектуального тренажерного воздействия / Н.В. Ивахно, С.С. Федоров // Биотехносфера. – 2014. – Т. 5, № 35. – С. 19-22.
- [2] Ивахно, Н.В. Структура и алгоритм контура самодиагностики интеллектуальных тренажеров дыхательной мускулатуры // Биотехносфера. – 2015. – Т. 3, № 39. – С. 40-44.
- [3] Ивахно, Н.В. Метод диагностики состояния дыхательной системы при реализации дроссельного режима воздействия // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. – 2015. – Т. 5, № 2. – С. 92-97.
- [4] Ивахно, Н.В. Дыхательный тренажер / Н.В. Ивахно, О.В. Меркулова // Патент на полезную модель № 115668. Российская Федерация. Приоритет от 20.09.2011 г.
- [5] Ивахно, Н.В. Аппарат для искусственной вентиляции легких / Н.В. Ивахно, А.Д. Тягин // Патент на изобретение № 2375034. Российская Федерация. Приоритет от 04.06.2008 г.
- [6] Ивахно, Н.В. Математическое моделирование процессов в биотехническом комплексе «аппаратура корректирующего воздействия - дыхательная система человека» / Н.В. Ивахно, Е.И. Минаков, С.С. Федоров, С.В. Анцибор // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. – 2015. – № 4 [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-4/52904.pdf> (30.11.2015). DOI: 10.12737/16378.

Creation of methods and algorithms for adaptive control in biotechnical complexes of corrective action on the human respiratory system

N.V. Ivakhno¹, S.I. Zikin¹, S.V. Antsibor¹

¹Tula State University, Lenina street 92, Tula, Russia, 300012

Abstract. The article developed methods of adaptive control of the specified resistance in the respiratory complexes taking into account changes in the human condition according to the results of identification of the respiratory system parameters, and also based on the results of modeling the respiratory system, presented as a set of airway pathways (channels), the last of which ends with alveoli. the basis for building intelligent medical systems related to adaptive corrective impact.