

1. *Владимирский А.А., Владимирский И.А.* Разработка аппаратно-программного комплекса для акустических измерений. Збірник наукових праць. Інститут проблем моделювання в енергетиці НАН України Вип.30, Київ, 2005р.-с.34-37.
2. *Владимирский А.А., Иващенко А.П.* Разработка аппаратуры для измерения параметров конденсаторных микрофонов электростатическим методом. Збірник наукових праць. Інститут проблем моделювання в енергетиці НАН України. Вип.51, Київ, 2009р.-с.16-19.
3. *Владимирский А.А., Иващенко А.П.* Разработка камеры малого объема и комплекта сменных камер для поверки микрофонов. Моделювання та інформаційні технології. Збірник наукових праць. Інститут проблем моделювання в енергетиці НАН України. Вип.51, Київ, 2009р.-с.42-45.
4. *Владимирский А.А.* Разработка аппаратно-программного комплекса для измерений диаграмм направленности микрофонов в акустической камере. Збірник наукових праць. Інститут проблем моделювання в енергетиці НАН України. Вип.31, Київ, 2005р.-с.21-24.

Поступила 4.02.2010р.

УДК 519.853

О.Ф Шульженко., Ю.Д.Щербашин

ДИНАМИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ АППАРАТА ГИПОКСИЧЕСКОЙ СТИМУЛЯЦИИ ОРГАНИЗМА «ГИПОТРОН»

В практике регулирования приходится сталкиваться с проблемой несимметричного воздействия регулятора на скорость падения и роста регулируемого параметра. Данная статья посвящена исследованию процесса стабилизации содержания кислорода в дыхательной смеси аппарата «Гипотрон» на разработанной авторами математической модели.

Аппарат «ГИПОТРОН», разработанный специалистами Национального технического университета Украины «КПИ» совместно с учеными Национального медицинского университета Украины им. О.О. Богомольца успешно применяется в лечебной практике. Действие его основано на методе индивидуально дозированной интервальной нормобарической гипоксии. Суть метода состоит в тренировке дыхания человека смесью, обедненной кислородом. В аппарате «Гипотрон» человек дышит смесью с примерно вдвое меньшим содержанием кислорода, чем в обычном воздухе. Сеанс дыхательной гимнастики повторяется 2-3 раза в день по 10 минут. Гипоксическая тренировка повышает неспецифическую резистентность организма, благодаря чему достигается эффект профилактики и лечения многих заболеваний (ишемическая болезнь сердца, гипертоническая болезнь, вегето-сосудистые дистонии, бронхиальная астма, хронический

обструктивный бронхит, сахарный диабет, язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки и др.) [1,2].

Устройство аппарата. Принцип действия аппарата показан на рис.1[3].

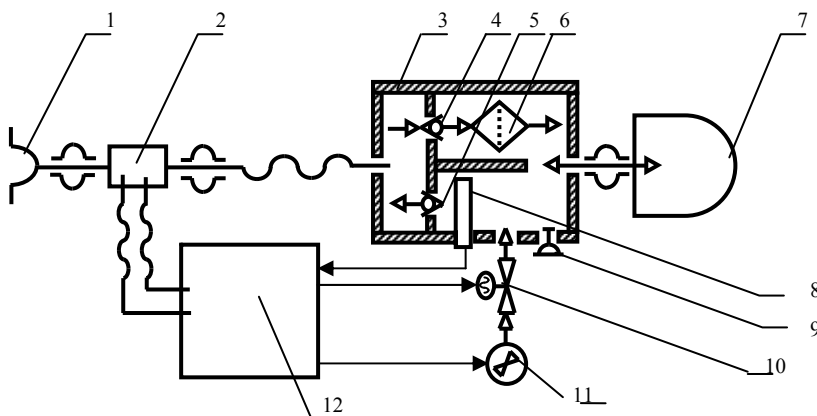


Рис.1. Принципиальная схема аппарата «Гипотрон»

Конструктивно аппарат состоит из двух блоков: блока управления (12) и дыхательного контура.

Дыхательный контур аппарата содержит присоединительный элемент 1, в качестве которого используется мундштук, загубник, ротоносовая маска либо любое аналогичное устройство. Между присоединительным элементом 1 и камерой дыхания 3 размещен приемник воздушного потока 2, с помощью которого ведется постоянный контроль и учет параметров функции дыхания пациента. В процессе сеанса пациент дышит воздухом, который находится в дыхательном контуре. При выдохе пациента воздух проходит по линии выдоха через клапан выдоха 4 и адсорбер 6, где поглощается выдыхаемый углекислый газ, в эластичную емкость 7. При вдохе пациента газовая смесь поступает из емкости 7 по линии вдоха камеры дыхания, где расположен датчик кислорода 8, через клапан вдоха 5.

Газовая смесь, первоначально по своему составу соответствующая атмосферному воздуху, становится гипоксической, за счет потребления кислорода организмом пациента. Снижение концентрации кислорода в газовой смеси происходит до тех пор, пока сигнал с датчика кислорода не станет меньше порогового сигнала, установленного в блоке управления 12. При этом на выходе блока управления формируется электрический сигнал, открывающий электромагнитный клапан 10 и включающий вентилятор 11, что приводит к повышению концентрации кислорода в дыхательном контуре.

Чрезмерное давление, которое образуется в эластичной емкости в результате нагнетания воздуха вентилятором, сбрасывается через клапан избыточного давления 9 в окружающую среду.

Если концентрация кислорода превысит заданную, на выходе датчика кислорода формируется соответствующий электрический сигнал, приводящий к отключению вентилятора и закрытию электромагнитного клапана. Таким образом, обеспечивается непрерывная поддержка заданной концентрации кислорода в дыхательном контуре устройства.

Блок управления 12 реализован на базе РС-совместимого контроллера. Программное обеспечение контроллера позволяет стабилизировать содержание кислорода в дыхательной смеси на заданном уровне, сохранять данные, полученные во время проведения терапевтических сеансов, проводить обработку и сравнение данных для одного или нескольких пациентов, выводить на дисплей результаты диагностики и лечения в виде таблиц и графиков.

Как сказано в начале статьи, алгоритм регулирования содержания кислорода в дыхательной смеси имеет свою специфику, ограничивающую применение широко распространенного в практике регулирования непрерывных процессов ПИД-закона. Проблема состоит в несимметричном воздействии регулятора содержания кислорода на повышение и понижение $\%O_2$ в дыхательной смеси: снижение содержания кислорода достигается полным прекращением подачи свежего воздуха т.е. отключением вентилятора, а повышение $\%O_2$ – включением вентилятора. Скорость падения содержания кислорода в аппарате определяется метаболизмом пациента, а скорость нарастания $\%O_2$ – производительностью вентилятора.

Данная статья посвящена исследованию процесса стабилизации содержания кислорода в дыхательной смеси аппарата «Гипотрон». Исследование выполнялось на математической модели аппарата с проверкой адекватности модели опытным данным, полученным в ходе медицинской практики. Сопоставлялась эффективность различных алгоритмов регулирования в сравнении с традиционным ПИД-законом для пациентов с различной интенсивностью метаболических процессов и разным уровнем стабилизации кислорода в дыхательной смеси.

Математическая модель аппарата «Гипотрон»

Математическая модель аппарата должна отображать все процессы, существенные для исследования проблемы стабилизации $\%O_2$ в дыхательной смеси, а именно:

- объем легких пациента (2-4 литра) сопоставим с объемом аппарата (6 литров), что существенно влияет на динамику процесса,
- кислород поступает в организм на вдохе, и часть его исчезает на выдохе,
- в течение сеанса лечения увеличивается частота дыхания пациента и немного уменьшается объем вдоха/выдоха,
- через предохранительный клапан периодически сбрасывается в атмосферу часть дыхательной смеси,

- чистое запаздывание (12 сек) в показаниях датчика %O₂.

Текущее значение концентрации кислорода в дыхательной смеси (%O₂) определим как отношение объема кислорода в аппарате (V_O₂, л) к общему объему дыхательной смеси (V_spiro, л):

$$\%O_2 = \frac{V_{O_2}}{V_{\text{spiro}}} * 100\%, \quad (1)$$

В свою очередь, V_spiro – это первоначальный объем дыхательной смеси плюс интеграл от величин притока в систему свежего воздуха (q_air, л/мин) и дыхания пациента (±q_spiro, л/мин):

$$V_{\text{spiro}}(t) = V_{\text{spiro}}^0 + \int_0^t (q_{\text{air}}(\tau) + q_{\text{spiro}}(\tau)) d\tau, \quad (2)$$

Аналогично,

$$V_{O_2}(t) = 0.21 * V_{\text{spiro}}^0 + \int_0^t \left(0.21 * q_{\text{air}}(\tau) + \frac{\%O_2(\tau)}{100\%} * (1 - K_m) * q_{\text{spiro}}^{\text{out}}(\tau) \right) d\tau \quad (3)$$

где

$q_{\text{spiro}}(\tau)$ - знакопеременный поток дыхания пациента, л/мин

($q_{\text{spiro}}(\tau) = q_{\text{spiro}}^{\text{out}}(\tau) > 0$ – выдох, $q_{\text{spiro}}(\tau) < 0$ – вдох),

$q_{\text{spiro}}^{\text{out}}(\tau)$ - текущий приток дыхательной смеси в систему при выдохе пациента, л/мин.

K_m - коэффициент метаболизма пациента, - часть кислорода вдоха (0.04 ..0.15), переходящая в CO₂ при выдохе.

Модель дыхания пациента описана синусоидой, плавно изменяющей частоту и амплитуду в процессе сеанса:

$$q_{\text{spiro}}(\tau) = A * e^{-K1*\tau} * \sin((\omega + K2 * t) * t), \quad (4)$$

Варьируя A, ω, K1, K2, можем подгонять модель дыхания под любого пациента.

В качестве оценки качества регулирования выберем интеграл квадрата отклонения %O₂ от заданного значения – уставки %O₂^{*}:

$$F = \int_{T1}^{T2} (\%O_2(t) - \%O_2^*)^2 dt, \quad (5)$$

где T₁ – момент первого включения вентилятора подачи воздуха,

T₂ – момент окончания сеанса (12 мин).

Моделирование соотношений (1) - (5), учет запаздывания в показаниях кислородомера, срабатывание предохранительного клапана и работа регулятора выполнено на языке функциональных схем Simulink пакета MatLab [4]. На рис.3 приведена функциональная схема на Simulink'e, моделирующая работу аппарата «Гипотрон».

Блоки V_{O_2} и V_{spiro} – интеграторы, реализующие формулы (2), (3).

Блок Product1 вычисляет $\%O_2$ в дыхательной смеси по формуле (1).

Блок Subsystem1 моделирует дыхание пациента - формула (4).

Блок Regulators моделирует работу одного из трех исследуемых регуляторов:

- 1) релейный регулятор,
- 2) традиционный пропорционально-интегрально-дифференциальный (ПИД) - регулятор,
- 3) РУС-регулятор с упредителем Смита [5].

Выбор регулятора осуществляется подачей константы 1, 2 или 3 на вход In3 блока Regulators. Уставка регулирования задается в блоке-константе Target%. Запаздывание сигнала датчика $\%O_2$ моделируется блоком Transport Delay. Ошибка регулирования вычисляется в сумматоре-вычитателе 'Отклонение'. Вычисление критерия качества регулирования по формуле (5) выполняет группа блоков Product3, Relay, Product2, Integrator, Display1.

На рис.3. показан процесс регулирования $\%O_2$ в дыхательной смеси аппарата «Гипотрон» с помощью РУС-регулятора. Здесь мы видим практически идеальный процесс стабилизации регулируемого параметра. Обращает на себя внимание факт нестационарности процессов, происходящих в аппарате в течение сеанса, что следует из монотонно ниспадающего характера регулирующего воздействия на интервале 5-12 минут.

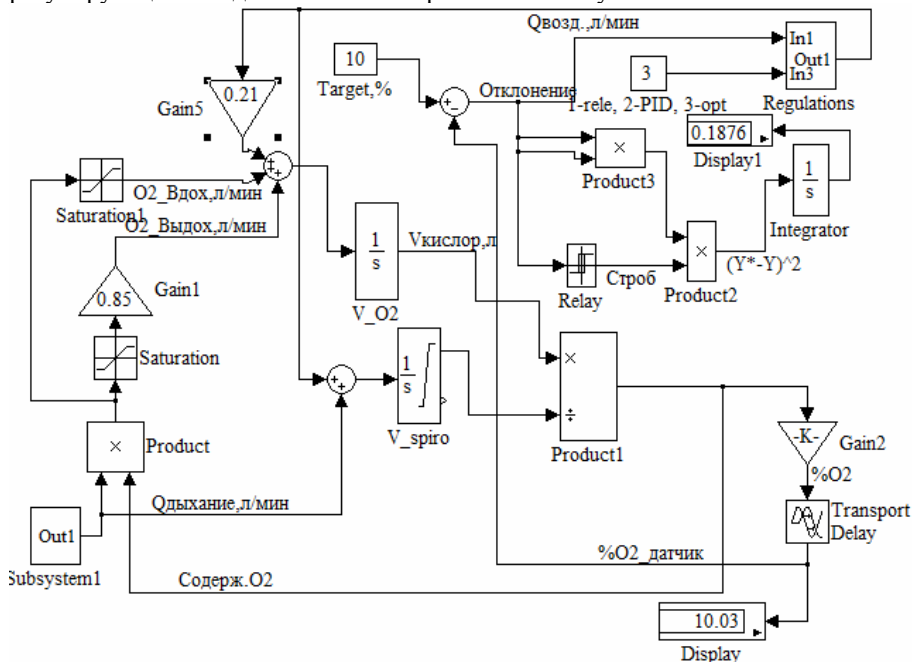


Рис.2. Схема функционирования аппарата «Гипотрон»

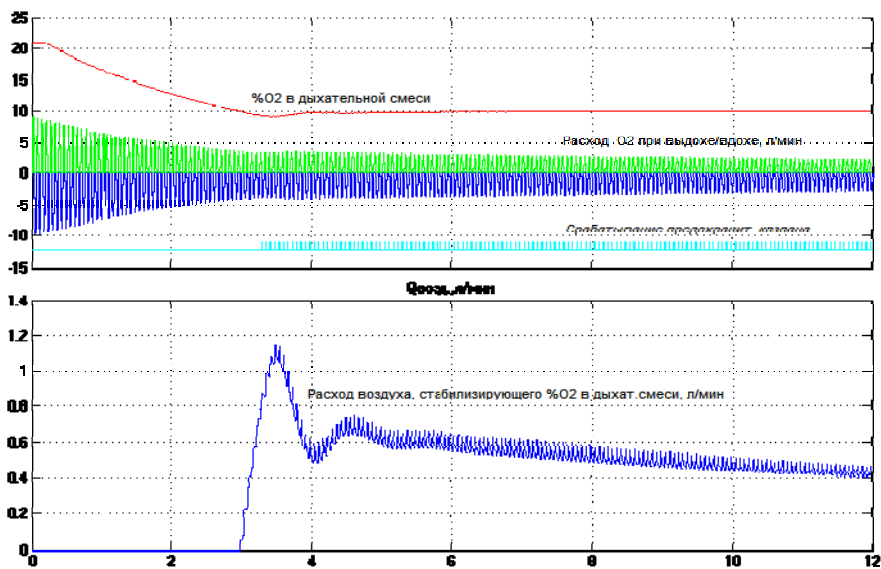


Рис.3. Процесс стабилизации %O₂ РЭС-регулятором

Гораздо хуже качество регулирования простейшим релейным регулятором (рис. 4) и традиционным ПИД-регулятором (рис. 5)

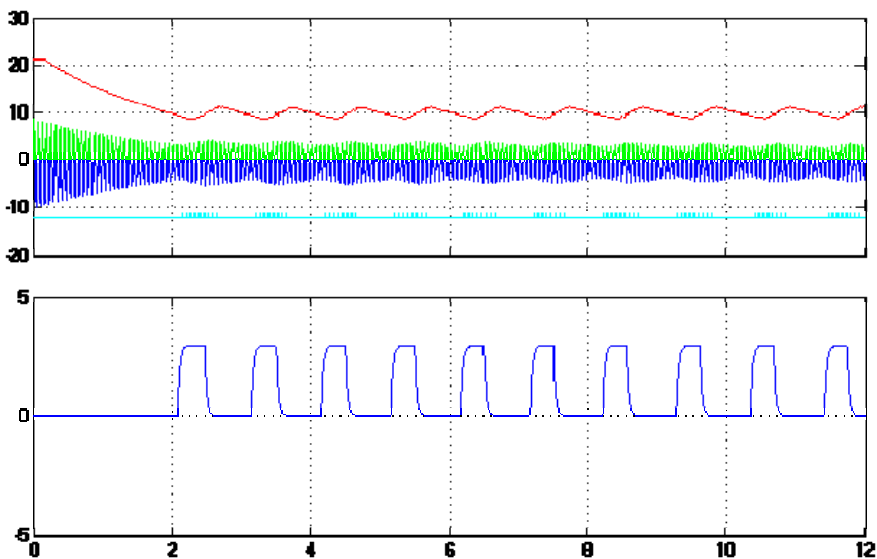


Рис.4. Процесс стабилизации %O₂ релейным регулятором

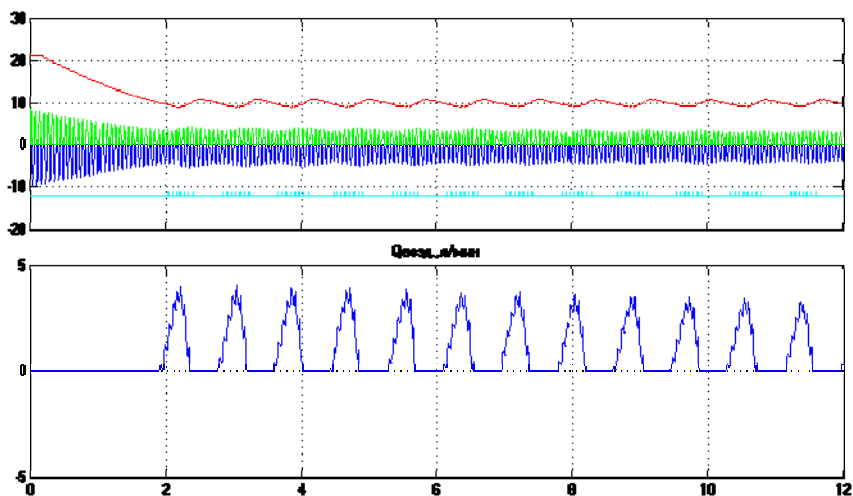


Рис.5. Процесс стабилизации %O₂ ПИД-регулятором

В таблице 1 приведены количественные оценки качества управления одноемкостными объектами с несимметричным управлением (класса «Гипотрон») с использованием рассмотренных типов регуляторов.

Таблица 1

Сравнение качества стабилизации параметра в одноемкостном объекте с несимметричным управлением при помощи различных регуляторов (на примере аппарата «Гипотрон»)

Коэффициент метаболизма пациента – K_m						
$K_m = 0,04$				$K_m = 0,15$		
Тип регулятора	Уставка регулирования - $\%O_2^*$					
	17%	13%	10%	17%	13%	10%
К-т качества регулирования – F						
РУС	0,0620	0,0387	0,0233	0,4565	0,2303	0,1245
РЕЛЕ	6,916	4,620	4,113	11,740	6,470	5,145
ПИД	0,910	0,4428	0,5549	12,50	6,084	3,112

Как видно из приведенных иллюстраций, точность стабилизации РУС-регулятором на порядок превосходит возможности стабилизации традиционных регуляторов.

Выводы

1. Создана математическая модель аппарата гипоксической стимуляции организма «Гипотрон», которая позволяет оптимизировать систему стабилизации концентрации кислорода в дыхательном контуре.

2. Исследованы различные типы регуляторов в системе стабилизации концентрации кислорода аппарата «Гипотрон». Предложено использовать в системе РУС- регулятор.

1. Застосування адаптогенної дії методу інтервальної нормобаричної гіпоксії в умовах антропогенно-зміненого середовища за допомогою апарата “ГІПОТРОН”: Метод. рекомендації узгоджено МОЗ 04.02.2004 / Уклад. *І.І. Сахарчук, Г.Т. Денисенко, Л.І. Соколова, О.Ф. Шульженко.* – К.: ІВЦ “Політехніка”, 2004. – 21с.
2. Мінімізація ризиків екозалежних захворювань/ *О.Ф. Шульженко, О.М. Дуган, К.Г. Гаркава* // Науковий вісник національного аграрного університету. – К., 2007. – Вип. 117. – С. 133-140.
3. Пат. 74516 Україна, МПК А61М16/00. Пристрій для дихання гіпоксичними сумішами / *В.Г.Сліпченко, О.Ф. Шульженко, Г.Т. Денисенко* - Чинний від 14.12.2004.
4. *Дьяконов В.П.* MATLAB 6/6.5+Simulink4/5. Основы применения. Полное руководство пользователя. – М: СОЛОН-Пресс, 2004.- 768 с.
5. *Щербашин Ю.Д.* Автоматическое регулирование технологических процессов с транспортным запаздыванием //Автоматика и телемеханика.- 1971.- № 2.- С. 129-136.

Поступила 21.01.2010р.

УДК 621.3.089

Г.В. Лисиченко, д.т.н., Ю.Л. Забулонов, д.т.н., В.М. Буртняк, к.т.н.
Институт геохимии окружающей среды МНС и НАН Украины, г. Киев

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ СИСТЕМ КОНТРОЛЯ И НАБЛЮДЕНИЯ ЗА ОБЪЕКТАМИ С РАДИАЦИОННЫМИ МАТЕРИАЛАМИ

Is examined the task of the optimization of automated checking structure and track system for objects with radiation materials. The criterion of structure optimality is offered.

В настоящее время со стороны государственных органов большое внимание уделяется вопросам обеспечения безопасности и защиты объектов с радиационными материалами (РМ).

Для решения этой проблемы используются системы автоматизированного контроля и слежения (САКС). Современная САКС имеет распределенную структуру и состоит из мобильных автономных интеллектуальных модулей измерений (далее мобильный модуль(ММ)), центра управления и систем радиосвязи, обеспечивающих их взаимодействие [1]. Именно мобильные модули несут на себе бремя ответственности за точность и достоверность измерений состояния контролируемого объекта.