

## **Новая аппаратура формирования дыхательных газовых смесей для функционально-нагрузочных проб.**

*Сударев А.М., Исаев И.А., Кантор П.С., Коротич Е.В., Дворников М.В., Бухтияров И.В., Усов В.М.*

В практике отечественной и зарубежной медицины заметную роль играют методы гипоксической адаптации (тренировки) в качестве немедикаментозного средства лечения, коррекции функционального состояния, повышения физиологических резервов и стресс-устойчивости к экстремальным воздействиям.

Аналогичные методы широко применяются в авиационно-космической и морской медицине для подготовки специалистов. В частности, проводятся обследования и тренировки летчиков и подводников, осуществляемая в барокамере и специальная подготовка с использованием тренировочных кислородных приборов, внедряется метод гипо-, гипер- и нормобарической интервальной гипокситерапии для повышения адаптационных возможностей организма, продления профессионального долголетия [1-4]. Последний метод все более активно применяется также в широкой клинической практике для профилактики и лечения целого ряда заболеваний, в патогенезе которых лежит кислородное голодание тканей [5].

Механизм положительного адаптационного эффекта как стационарной, так и интервальной гипоксической тренировки можно объяснить активацией стресслимитирующих систем срочной адаптации и формированием долговременного структурного следа адаптации, направленных на компенсацию дефицита кислорода во вдыхаемом воздухе. При этом происходит стимулирование центральной нервной системы, кардиореспираторной и гормональной систем, эритропоэза и антиоксидантных процессов и др. [6]

Одним из перспективных вариантов реализации гипокситерапии является управляемая нормобарическая интервальная гипокситерапия на основе биоадаптивной обратной связи, которая предполагает создание интервальных режимов гипоксии с учетом текущего индивидуального состояния человека на основе автоматически задаваемого и контролируемого паттерна дыхания гипоксической газовой смесью [7].

Следует отметить, что широкое использование метода управляемой нормобарической гипокситерапии до последнего времени было ограничено отсутствием доступных

аппаратно-программных комплексов, отработанных методик управления газовой смесью и контроля текущего состояния организма.

В данной статье освещаются вопросы, связанные с исследованиями и разработкой современных методик управления потоком и составом газовой смеси при проведении интервальных режимов гипокситерапии и созданием аппаратных средств для их реализации.

Существующие методики проведения интервальной гипокситерапии основаны на жестко запрограммированных скачкообразных изменениях концентрации кислорода в дыхательной смеси. Контроль состояния физиологических параметров пациента осуществляется, в основном, по показаниям пульсоксиметра. В этих методиках не учитываются индивидуальные особенности пациента и, кроме того, ручное управление концентрацией кислорода в дыхательной смеси приводит к увеличению степени субъективности в процессе принятия решений по выбору того или иного параметра режима гипокситерапии. Представляется перспективным разработка методов и технических средств для реализации принципов биоадаптивного управления в этой области.

Процесс осуществления интервальной гипокситерапии требует постоянного контроля динамики показателей, отражающих функциональное состояние кардиореспираторной системы. Входные и выходные переменные, оказывающие существенное влияние на процесс управления интервальной гипокситерапии содержат следующий набор. Входные неуправляемые переменные:  $X_1$  – артериальное давление (АД),  $X_2$  – частота сердечных сокращений (ЧСС),  $X_3$  – насыщение кислородом гемоглобина крови ( $SaO_2$ ),  $X_4$  – частота дыхания (ЧД). Выходные переменные (они же - управляемые параметры):  $Y_1$  – концентрация кислорода в газовой смеси, подаваемой пациенту,  $Y_2$  – объем подаваемой смеси,  $Y_3$  – режим подачи смеси,  $Y_4$  – избыточное давление смеси, с учетом сопротивления дыханию,  $Y_5$  – длительность подачи смеси.

Более ранними исследованиями показано, что функциональное состояние кардиореспираторной системы пациента, описываемое входными переменными  $X_i$  зависит от условий дыхания, описываемыми выходными переменными  $Y_i$ . [8]. Таким образом, имея в распоряжении весь набор факторов, можно организовать комбинированное воздействие на кардиореспираторную систему. Кроме того, используя различные «присадочные» газы, такие, например, как закись азота, 100% кислород, углекислый газ, ксенон и т.д., можно исследовать влияние многокомпонентных газовых смесей на функциональное состояние.

Закон управления может формироваться как на основе известных физиологических зависимостей, так и соответствии с принципами управления на основе нечеткой логики.

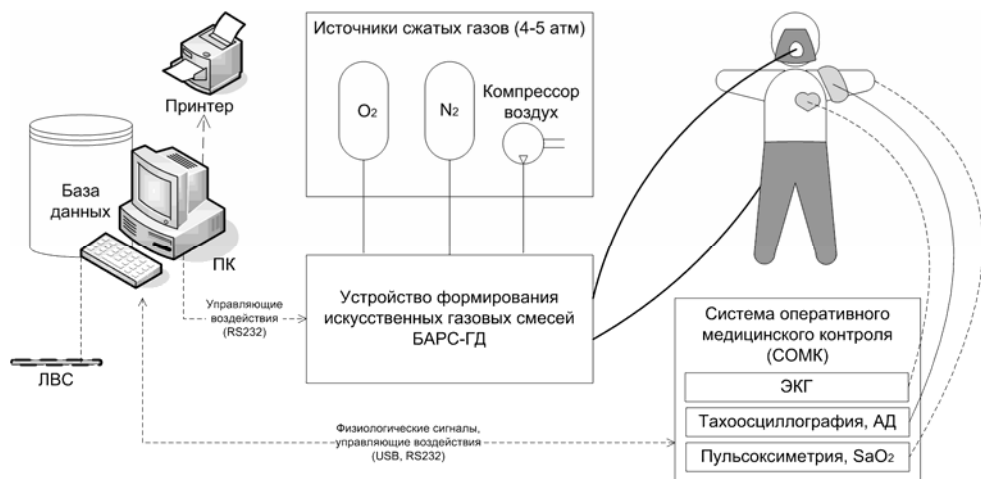
В соответствии с принципами нечеткой логики в процессе исследования были определены функции принадлежности нечетких множеств, описывающих терм «нормально» лингвистических переменных, характеризующих АД, ЧСС, SaO<sub>2</sub> и ЧД. Также были определены функции принадлежности нечетких множеств, описывающих термы «уменьшить % O<sub>2</sub>» и «увеличить % O<sub>2</sub>», «уменьшить расход газовой смеси» и «увеличить расход газовой смеси» лингвистических переменных, характеризующих выходную переменную Y. В результате может быть построена база нечетких правил, использование которой будет служить основой для проектирования аппаратов интервальной гипокситерапии с биоадаптивным управлением.

Таким образом, технология биоадаптивного управления процессом гипокситерапии предполагает тесную интеграцию аппаратуры подачи гипоксической газовой смеси в верхние дыхательные пути пациента с электронной системой медицинского контроля, которая выполняет регистрацию и автоматический анализ в режиме реального времени основных физиологических показателей человека, а также формирует на основе этого анализа управляющие воздействия для изменения состава газовой среды.

Серийно выпускаемые в настоящее время устройства для создания нормобарической гипоксии, такие как «Био-Нова», «Эверест», «Горный воздух» и другие, используемые в лечебных учреждениях, не позволяют реализовать, кроме самостоятельного дыхания, других иногда существенно важных паттернов дыхания. Применяемые в области авиационной медицины и врачебно-лётной экспертизы кислородные тренировочные приборы КП-Т и КПТ-2, при реализации минимального количества дыхательных режимов не обеспечивают возможность создания дыхательных смесей, а отсутствие блока электронного управления не позволяет реализовать биоадаптивный режим интервальной гипоксии.

Компанией КОНСТЭЛ в сотрудничестве с Институтом радиотехники и электроники РАН и ГНИИИ военной медицины МО РФ был создан прототип устройства для формирования искусственных газовых смесей БАРС-ГД и аппаратно-программный комплекс на его основе, функциональные возможности которых позволяют решать значительно более широкий круг задач, чем существующие гипоксикаторы и приборы КП-Т и КПТ-2.

Структурная схема аппаратно-программного комплекса на базе этого устройства показана ниже (см. **Рисунок 1**).



**Рисунок 1. Структурная схема аппаратно-программного комплекса на базе устройства БАРС-ГД**

На приведенной схеме сплошной линией обозначены пневматические магистрали, пунктирной — электрические. Комплекс состоит из следующих основных блоков.

1. Устройства формирования искусственных газовых смесей БАРС-ГД;
2. Блока пневмопитания (источника сжатых газов);
3. Системы оперативного медицинского контроля.
4. Персонального компьютера (ПК) с установленным на нем специализированным программным обеспечением.

Одним из выходных каналов устройства формирования искусственных газовых смесей является канал дыхания, подключаемый к лицевой дыхательной маске (кислородной маске (КМ)) или гермошлему. Вторым каналом устройство подключается к средствам создания окклюзионного давления: высотному компенсирующему (ВКК) или противоперегрузочному (ППК) костюму, либо к окклюзионным манжетам произвольного типа.

В настоящее время данный аппаратно программный комплекс предназначен для выполнения следующих видов обследований (тренировок):

- определение индивидуальной гипоксической устойчивости;
- проведение нормобарической интервальной гипоксической тренировки для повышения функциональных резервов организма и терапии широкого круга заболеваний;
- возможность проведения функциональных нагрузочных проб с гипоксическими смесями;
- обучение дыханию и речи под избыточным давлением (ИД) в высотном снаряжении в лабораторных условиях, при моделировании реальных экстремальных условий комби-

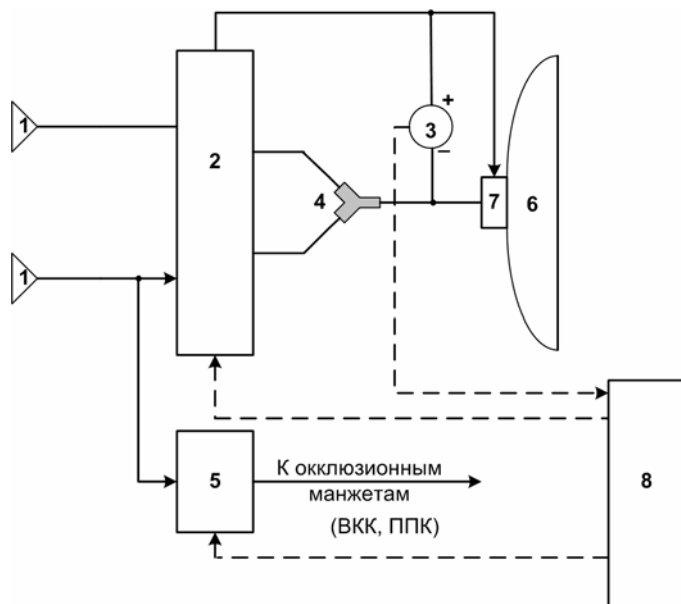
нированного воздействия на летчика в аварийной ситуации при разгерметизации кабины на высотах более 12 км;

- оценка переносимости летчиком дыхания под ИД в высотном снаряжении при комбинированном воздействии гипоксической и циркуляторной гипоксии и респираторной нагрузки;
- оценка переносимости летчиком дыхания кислородом или гипоксическими смесями под ИД без компенсации в интересах врачебно-летной экспертизы и др.

В настоящее время устройство формирования искусственных газовых смесей БАРС-ГД реализует следующие режимы работы:

1. Подача газовой смеси заданного состава в маску синхронно с попыткой вдоха – режим легочного автомата (ЛА) без создания избыточного давления в подмасочном пространстве.
2. Подача газовой смеси заданного состава в маску в режиме ЛА с созданием избыточного давления в маске без высотного компенсирующего костюма (ЛА с ИД в КМ без ВКК);
3. Подача газовой смеси заданного состава в маску в режиме ЛА с созданием избыточного давления в маске с одновременным поддержанием давления в высотном компенсирующем костюме (ЛА с ИД в КМ и в ВКК);
4. Непрерывная подача смеси в маску с различным содержанием  $O_2$  (НП);
5. Высокочастотная вентиляция легких (Вч ВЛ).

Структурная схема устройства БАРС-ГД представлена ниже (см. **Рисунок 2**).



**Рисунок 2. Структурная схема устройства БАРС-ГД**

Обозначения на рисунке 2: 1 – штуцер для подключения источника газа; 2 – устройство формирования режимов потока; 3 - дифференциальный датчик давления; 4 – смеситель; 5 – регулятор давления в ВКК (ППК); 6 – лицевая (кислородная) маска (КМ); 7 – компенсирующий клапан выдоха; 8 – микропроцессорный контроллер управления.

Сплошной линией показаны пневматические связи, пунктирной – электрические.

Для упрощения схемы в ней не показаны датчики, контролирующие величины давления в подмасочном пространстве и высотном компенсирующем (ВКК), либо противоперегрузочном (ППК) костюмах.

Основные параметры управления задаются вычислительным устройством, в качестве которого используется персональный компьютер. Компьютер и микроконтроллер 9 соединены с помощью цифрового интерфейса RS232.

Устройство снабжено несколькими входными штуцерами 1 (по числу применяемых газов) для подключения внешних источников газов и редукционными клапанами. Практика показывает, что, как правило, для реализации медицинских требований используются двухкомпонентные газовые смеси («воздух + кислород»; «воздух + азот»; «кислород + закись азота»; в будущем возможно применение смеси «кислород + ксенон»).

В состав блока формирования режимов потока дыхательной смеси входят:

- регуляторы режима потока;
- смеситель выбранных газов;
- устройство типа “легочный автомат”;

- устройство создания избыточного давления в компенсирующем клапане выдоха лицевой маски.

В качестве регуляторов режима потока в устройстве БАРС-ГД использованы пропорциональные электропневматические регуляторы (ПЭПР), управляемые с помощью широтно-импульсной модуляции. Эта технология позволяет обеспечивать линейное изменение расхода газового потока через ПЭПР путем изменения ширины электрических импульсов.

Конструкция устройства «легочный автомат», применявшаяся в ранее разработанных устройствах, представляло собой пневмомеханический клапан, который обеспечивает подачу дыхательной смеси в легкие при попытке вдоха. Существенным недостатком этой конструкции является длительность задержки между попыткой сделать вдох и подачей дыхательной смеси. В пневмомеханическом клапане эта задержка составляет  $0,5 \div 1$  с. В приборе БАРС-ГД применено альтернативное решение, в котором синхронизация попыток вдоха с подачей дыхательной смеси обеспечивается с помощью ПЭПР'ов, управляемых сигналами дифференциального датчика давления 3, в результате чего быстродействие отклика устройства на попытку вдоха превосходит самые жесткие требования медицинской практики.

Устройство для создания избыточного давления для герметизации в фазу вдоха компенсирующего клапана выдоха 7 лицевой маски 6 представляет собой соединенные в определенной последовательности пневмоэлектрораспределители, обеспечивающие создание в фазу вдоха дыхательного цикла давление в камере подпора компенсирующего клапана выдоха 7 и сброс этого давления в фазу выдоха дыхательного цикла. Регулирование давления подпора осуществляется с помощью датчика давления, установленного в пневматической линии, соединяющей устройство и камеру подпора.

В состав системы управления устройства входит контроллер 9 режимов и индикации параметров подачи дыхательных смесей в контур дыхания и в контур окклюзии, который включает в себя интерфейс для обмена данными с вычислительным устройством по стандартному порту RS-232.

Ниже показан прибор БАРС-ГД (см. **Рисунок 3**).



**Рисунок 3. Прибор BARC-ГД**

В качестве источников сжатых газов могут использоваться:

- компрессор медицинского воздуха (давление  $\geq 0,4$ МПа, производительность  $\geq 120$  л/мин);
- баллон со сжатым кислородом (емкостью 40 литров и  $P \geq 15$ МПа);
- баллон со сжатым азотом (емкостью 40 литров и  $P \geq 15$ МПа);

Система оперативного медицинского контроля (СОМК) представляет собой набор физиологической измерительной аппаратуры, подключаемой к персональному компьютеру и позволяющей выполнять динамический контроль текущего состояния пациента в процессе проведения обследования (тренировки). Она предназначена для получения потоков данных и показателей с физиологической измерительной аппаратуры и их визуализации. Система построена на основе приборов, имеющих различный интерфейс для подключения к компьютеру. Концепция построения программно-алгоритмического обеспечения такой системы описана ранее [9].

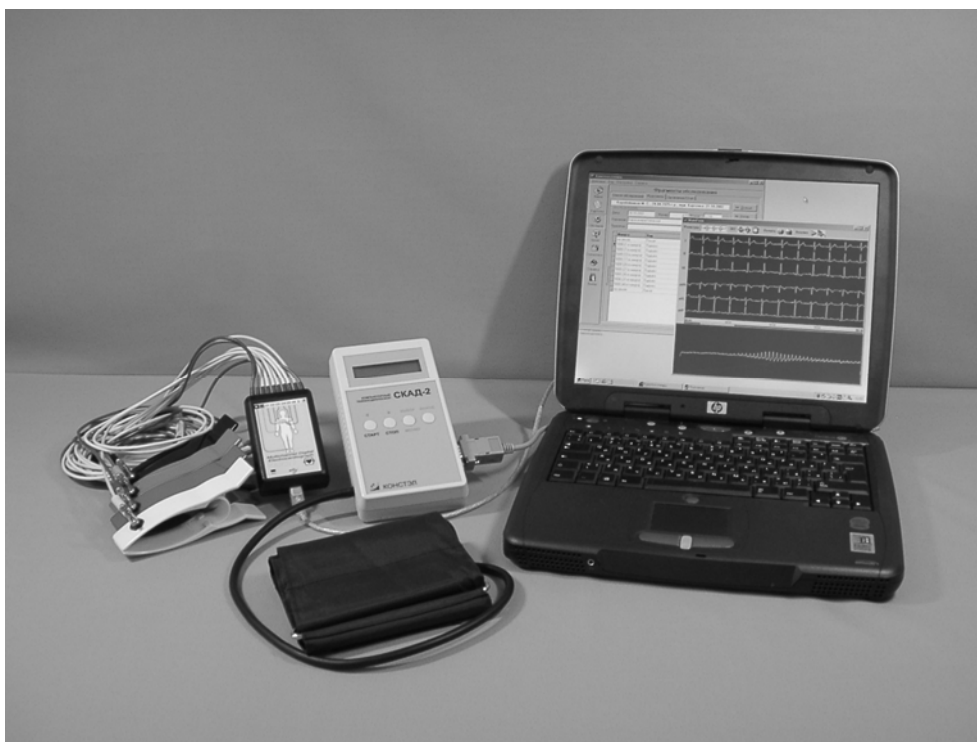
**Таблица 1. Приборы с составе СОМК**

Прибор (модель)	Изменяемые показатели / сигналы	Тип интерфейса
Компьютерный электрокардиограф (КАРД)	ЭКГ до 12 каналов	USB
Компьютерный тахоосциллограф (СКАД-2) (измеритель артериального давления по Н.Савицкому [10])	Систолическое, диастолическое, среднее и боковое АД, тахоосциллограмма	RS232
Пульсоксиметр (МАИТ-01)	ЧСС, SaO <sub>2</sub> , фотоплетизмограмма	RS232



Устройство для формирования искусственных газовых смесей (БАРС-ГД)	Давление в подмасочном пространстве, давления в ВКК (ПКК), частота и глубина дыхания	RS232
--	--	-------

Прибор БАРС-ГД в процессе своей работы постоянно контролирует значения давления в подмасочном пространстве, в компенсирующем костюме (ВКК или ПКК), скорость потока смеси в маске, а также измеряет частоту дыхания. Указанные показатели передаются в управляющий персональный компьютер по интерфейсу RS232 и поэтому БАРС-ГД также является частью СОМК.



**Рисунок 4. Измерители ЭКГ и АД в составе образца комплекса**

Специализированное программное обеспечение комплекса выполняет следующие функции:

- Регистрацию и анализ в реальном времени данных, получаемых от приборов системы оперативного медицинского контроля;
- Отображение на дисплее измеренных физиологических показателей и графиков сигналов (ЭКГ, фотоплетизмограммы, тахоосциллограммы, трендов изменения во времени ЧСС и SaO<sub>2</sub>, частоты дыхания, RR-интервалов и др.).
- Управление прибором БАРС-ГД, задание процента содержания кислорода в формируемой дыхательной смеси, величины избыточного давления в подмасочном про-

странстве, уровней давления в противоперегрузочном костюме (ППК), либо в высотном компенсирующем костюме (ВКК);

- Запись в базу данных информации о пациентах, проведенных обследованиях (тренировках) и измеренных физиологических показателей. Особо стоит подчеркнуть способность комплекса сохранять в БД также нативный сигнал, получаемый от приборов СОМК, что обеспечивает возможность его повторной визуализации и дополнительного анализа.

Для хранения данных специализированное программное обеспечение комплекса использует систему управления базами данных (СУБД) MS SQL Server 2000, которая может быть расположена как на ПК комплекса, так и на выделенном сетевом сервере.

Ниже (см. Рисунок 5) представлен экран программы измерений реального времени (одного из основных компонентов специализированного программного обеспечения) во время проведения тренировки в режиме легочного автомата без избыточного давления.

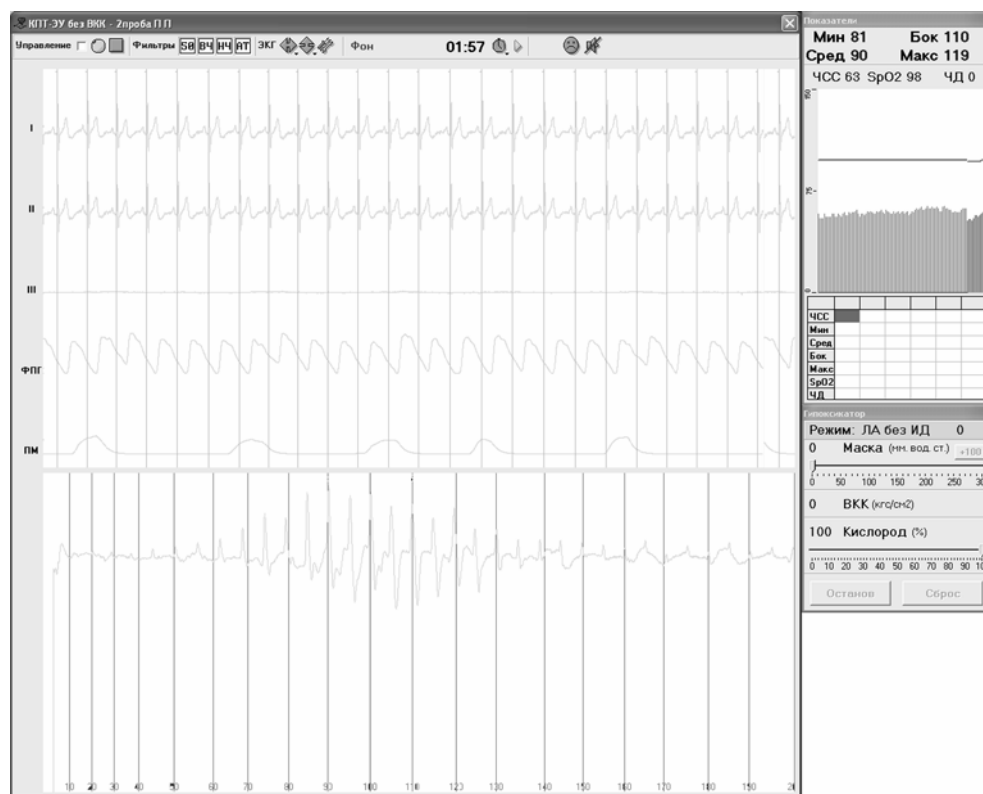


Рисунок 5. Экран программы измерений реального времени

Для реализации биоадаптивного управления потоками и составом дыхательной смеси необходимо провести доработку комплекса в следующем объеме:

- включить в состав прибора газоанализатор кислорода для контроля параметров ИГС на выходе из КПП и в подмасочном пространстве;

- включить в состав физиологической аппаратуры второй газоанализатор кислорода для дополнительного контроля параметров ИГС в подмасочном пространстве и количественной оценки энергозатрат летчика в процессе тренировки;
- доработать аппаратуру измерения АД устройством для пневматического компенсации искажений регистрации АД при дыхании под ИД;
- доработать аппаратуру измерения АД устройством ускоренного создания давления в манжетке (в течение 15-20с) особенно при его использовании в исследованиях в условиях разреженной атмосферы в барокамере;
- доработать программное обеспечение комплекса для реализации на принципах экспертных систем и нечеткой логики биоадаптивного управления потоком и составом дыхательной смеси.

### **Заключение**

В результате пробной эксплуатации комплекса в ГНИИИ ВМ и испытаний, проведенных на добровольцах, было показано, что вновь созданное устройство превосходит по своим функциональным возможностям существующие аналогичные приборы (КПТ-1 и КПТ-2).

Кроме того, комплекс реализует ряд принципиально новых функций, позволяющих после определенной доработки использовать его в качестве базы для проведения перспективных процедур типа управляемой нормобарической интервальной гипокситерапии на основе биоадаптивной обратной связи, реализация которых до настоящего времени была затруднена из-за отсутствия подходящей аппаратной базы.

### **Список литературы**

- [1] Методики исследований в целях врачебно-лётной экспертизы. Пособие для членов врачебно-лётных комиссий. Под ред. Е.С. Бережнова и П.Л. Слепенкова. – М.: Военное издательство. 1995, 452 с.
- [2] Дворников М.В., Меденков А.А., Степанов В.К. Выбор и подгонка защитного снаряжения. Обучение дыханию и речи под избыточным давлением. – М.: Полет, 2001. – 156 с.
- [3] Руководство по медицинскому обеспечению полетами авиации ВС СССР. – М. Воениздат. 1991, 86 с.
- [4] Пономаренко В.А., Банк В.Л., Вартбаронов Р.А. и др., Динамический врачебный контроль, подготовка к выполнению полетов, особенности врачебно-лётной экспертизы и реабилитации летчиков высокоманевренных самолетов (под ред. С.А.Бугрова и П.Л.Слепенкова, М., Воениздат, 1991.

- [5] Стрелков Р.Б., Белых А.Г., Караш Ю.М. и др. Повышение сопротивляемости организма к различным экстремальным факторам с помощью нормобарической гипоксической стимуляции. Вестник АМН СССР. — 1988. — № 5. — С. 77-80.
- [6] Колчинская А.З. Интервальная гипоксическая тренировка. Эффективность, механизмы действия. — Киев: Наук. Думка, 1992. — 160 с.
- [7] Бухтияров И.В., Усов В.М., Дворников В.М., Кукушкин Ю.А и др. Технология биоадаптивного управления функционированием средств обеспечения жизнедеятельности человека в условиях измененной газовой среды., Безопасность жизнедеятельности — 2004/ — № 5. — С. 32-36.
- [8] Захаров В.Н., Кантор П.С. Интеллектуальная система управления процессом искусственной вентиляции легких., Интеллектуальные системы автоматического управления. Под ред. И.М. Макарова и В.М. Лохина. М.: Физматлит, 2001. С. 494-503.
- [9] Сударев А.М., Кадин И.Л., Исаев И.А., Чистов О.В., Автоматизация многоканальных физиологических измерений в авиационно-космической медицине при нагрузочных пробах. "Биомедицинские технологии и радиоэлектроника", -М, «Радиотехника», 2003, (10), Стр. 65-70
- [10] Фофанов П.Н., Учебное пособие по механокардиографии., Военно-медицинская орденна Ленина Краснознаменная академия имени С.М. Кирова, Ленинград, 1977 г.