

Рис.6. Принципиальная схема промышленного образца конвертора-нейтрализатора.

Для обоснования эффективности применения конвертора-нейтрализатора для бензиновых двигателей рассмотрим следующее. Известно, что посредством фотосинтеза один гектар лесополосы за один год нейтрализует 13 ÷ 15 тонн углекислого газа. Такое количество углекислого газа нейтрализуют конверторы установленные на 12 автомобилях с бензиновым двигателем с рабочим объемом 1,6 литров, при среднесуточном пробеге 18 ÷ 22км.

Для республики Армении при условии установки на 300,0 тыс. автомобилях конверторов-нейтрализаторов количество нейтрализованного углекислого газа составит порядка 350,0 тыс. тонн,

что равносильно объему фотосинтеза 26,0 тыс. гектар лесополосы.

Себестоимость конвертора зависит от количества ее производства и может составить от 8 до 10 долларов США. Ресурс конвертора по результатам проведенных исследований составляет 120 ÷ 150 часов.

Предлагаю совместную работу желающим организациям и лицам для продолжения исследований по разработке промышленного образца конвертора паритетных условиях на авторское право.

УДК 004.891

ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ И РЕАЛИЗАЦИИ ЭКСПЕРТНЫХ ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫХ СИСТЕМ ПРОЦЕССА ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ГИПЕРБАРИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ И КОНТРОЛИРУЕМЫХ ПАРАМЕТРОВ ОБЪЕКТОВ

DOI: 10.31618/ESU.2413-9335.2020.5.81.1165

Бондарчук Виктория Валерьевна

кандидат технических наук,

зав. отделом распознавания зрительных образов,

Донецкий Институт проблем искусственного интеллекта

PRINCIPLES OF CONSTRUCTION AND IMPLEMENTATION OF EXPERT INTELLIGENT SYSTEMS OF INTERACTION PROCESS OF A HYPERBARIC STATE AND CONTROLLED PARAMETERS OF OBJECTS

Bondarchuk V.V.

Candidate of Technical Sciences,

Head visual recognition department,

Donetsk Institute of Artificial Intelligence Problems

АННОТАЦИЯ

В статье описаны принципы построения и реализации экспертных интеллектуальных систем процесса взаимодействия гипербарического состояния и контролируемых параметров объектов систем жизнеобеспечения. Представлена структура формализованной математической модели, методология реализации, практические результаты экспериментального внедрения.

ABSTARCT

The article describes the principles of construction and implementation of expert intelligent systems for the interaction of the hyperbaric state and the controlled parameters of objects of life support systems. The structure of a formalized mathematical model, implementation methodology, practical results of experimental implementation are presented.

Ключевые слова: режимы гипербарической оксигенации, компрессия, изопрессия, декомпрессия, структура формализованной математической модели

Keywords: modes of hyperbaric oxygenation, compression, isopression, decompression, structure of a formalized mathematical model

Донецкий институт проблем искусственного интеллекта имеет успешный опыт практических разработок и внедрений цифровых платформ, интеграции моделей искусственного интеллекта в бизнес-процессы, цифровых проектов социально-экономического развития, применяя современные технологии, а также анализируя большие данные.

В современных условиях развития Донецкой Народной Республики существует проблема получения объективной информации о процессе управления режимами гипербарической оксигенации (ГБО) в процессе баротерапии в зависимости от состояния сердечного ритма. Для решения актуальной научно-технической проблемы разработан комплекс математических моделей, которые являются базовой основой проектирования экспертных интеллектуальных систем (ЭИС) поддержки принятия решений процесса взаимодействия гипербарического состояния и контролируемых параметров объектов.

Общая методология реализации ЭИС состоит: в установлении граничных значений измеряемых параметров, соответствующих презентабельным ситуациям, характеризующим процесс взаимодействия гипербарического состояния и контролируемых параметров объектов; их формализации безразмерными цифровыми величинами, что в значительной степени упрощает реализацию системы на базе средств вычислительной техники; в создании механизма оптимального взаимодействия объекта с измерительной системой и контролируемой средой для получения стабильных и однозначных характеристик системы, соответствующих гипербарическому состоянию объекта; в формировании рекомендаций, удобных для восприятия системой и управления параметрами с целью обеспечения устойчивой вариабельности сердечного ритма (ВСР).

Гипербарическая оксигенация (ГБО) - это медицинское лечение, при котором пациент постепенно подвергается воздействию давления, превышающего атмосферное, обычно от 1,5 до 2,5 бар. (компрессия). Затем пациент дышит чистым кислородом в течение контролируемого периода времени. Этот кислород может быть газом, используемым для сжатия камеры, или может

подаваться пациенту через маску (изопрессия). После лечения пациент постепенно подвергается пониженному давлению (декомпрессии) до тех пор, пока атмосферное давление не будет достигнуто снова. Полученные данные исследований позволили утверждать, что под влиянием эффективной реабилитации, включающей ГБО, на ранних стадиях можно достичь полного обратного развития функциональных нарушений, вследствие влияния нагревающего микроклимата, и предупредить тяжелые последствия, а повторные курсы ГБО способствуют удлинению продолжительности ремиссии, сохранению на более длительный срок профессиональной трудоспособности [1, с.114].

1) Разработаны критерии адаптации и идентификации процесса взаимодействия гипербарического состояния и контролируемых параметров объектов, принципы реализации интеллектуальной системы поддержки принятия решений в процессе баротерапии [1, с.116]; методологические аспекты моделирования системы [2, с.391]; инструментальные средства распознавания параметров вариабельности сердечного ритма по кардиосигналу в процессе баротерапии [3, с.28]; интеллектуальное программное обеспечение по формированию режимов гипербарической оксигенации [4, с.137].

Структурная схема экспертной интеллектуальной системы процесса взаимодействия гипербарического состояния и контролируемых параметров объектов представлена на рис. 1, где О - объект управления; ЛР – локальный регулятор (в ГК); БА СПР – блок адаптации и СПР; БОХН – блок определения характеристик настройки; У – устройство управления; БМ₁ ... БМ_n – блок определения местонахождения режима сеанса (точек этапов) ГБО, на которых проводятся исследования; БВ₁ ... БВ_n – блок определения состояния процесса взаимодействия режима гипербарического состояния и контролируемых параметров объектов системы; Бвср – блок определения состояния вариабельности сердечного ритма в точке этапа.

Объект может быть описан в общем случае следующим образом:

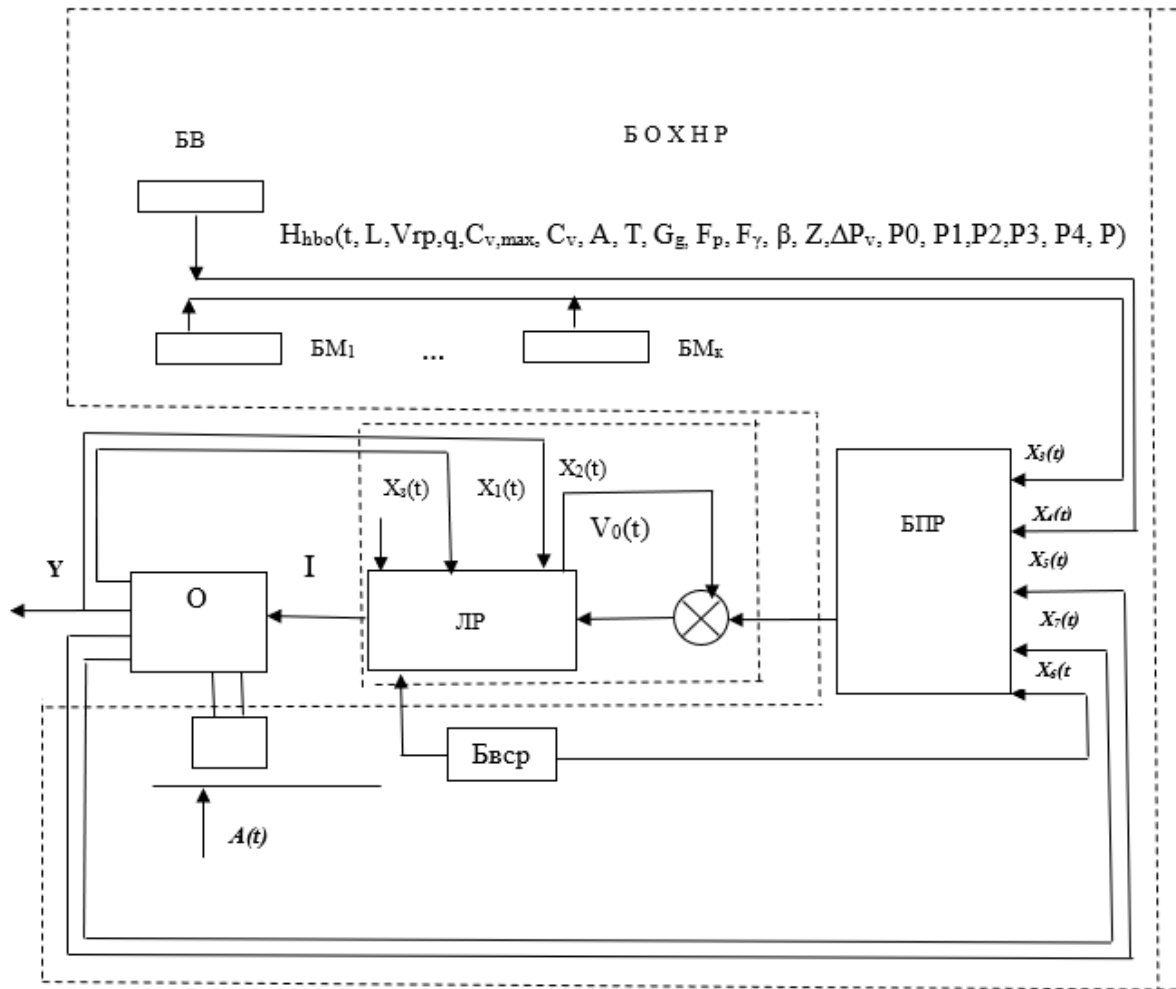


Рис.1 Структурная схема экспертной интеллектуальной системы процесса взаимодействия гипербарического состояния и контролируемых параметров объектов

$$Y_i(t) = F_j \{ \bar{X}(t), \bar{H}(t), \bar{\Psi}(t); 0 \leq t \leq T \},$$

где F_j – некоторый оператор; $\bar{H}(t)$ – вектор гипербарических состояний режимов барокамеры, представленный как функция времени,

$$\bar{X}(t) = \{ X_1(t), X_2(t), X_3(t), X_4(t), X_5(t), X_6(t), X_7(t), X_8(t) \},$$

где $X_1(t)$ – контролируемая скорость подачи давления, определяемая датчиком скорости клапана барокамеры; $X_2(t)$ – нагрузка на электродвигатель; $X_3(t)$ – местоположение режима сеанса ГБО; $X_4(t)$ – гипербарическое состояние режима камеры, определяемое датчиками; $X_5(t)$ – предыстория (номер сеанса баротерапии пациента,

идентификация местонахождения режима сеанса и скорости подачи давления; $\bar{\Psi}(t)$ – вектор неконтролируемых воздействий на объект; $\bar{X}(t)$ – вектор состояния, представленный в виде:

скорость подачи давления, интервал сеанса баротерапии, режима участка с данной скоростью подачи давления); $X_6(t)$ – величина, характеризующая состояние variability сердечного ритма; $X_7(t)$ – направление движения; $X_8(t)$ – задание на уставку скорости локального регулятора барокамеры.

$$\bar{H}(t) = \{ H(t), H(L), H(Vr.p.) \}, \quad \bar{\Psi}(t) = \{ A(t), H(t) \},$$

где $\bar{\Psi}(t)$ – вектор неконтролируемых воздействий на объект; $A(t)$ – основное возмущающее воздействие, характеризующее изменение variability сердечного ритма; $H(t)$ – гипербарическое состояние, функция фактора времени, скорости подачи давления, ВСП, обусловленной рядом факторов..

Разработаны математический аппарат и алгоритмы косвенной критериальности для определения оптимальной скорости подачи давления с учетом ВСП в процессе сеанса баротерапии. Разработанный математический аппарат заключается в выборе формальной модели,

которая дает единственное парето-оптимальное решение, адекватное заданной ситуации:

1. Оптимальная скорость подачи давления на данном интервале - промежутке времени выбирается согласно протоколу, максимальной из возможных скоростей подачи, при которых не происходят отклонения ВСР цикла сеанса баротерапии:

$$V_p^{n+1}(l) = \begin{cases} \max(V_p^{n-1}(l), V^n(l)) & V_p^{n-1}(l) \neq \\ V_p^n(l) + 1 & V_p^{n-1}(l) = V_p^n(l), \quad V_p^n(l); \quad 0 \leq l \leq L; \\ \min V_p^{n-1}(l) & l_{k-\gamma}^0 \leq l_0^0 \leq l_{k+\beta}^0; \end{cases}$$

где l – интервал сеанса баротерапии; l_0^0 – декомпрессия; $l_{k-\gamma}^0, l_{k+\beta}^0$ – интервал сеанса баротерапии, соответственно с учетом предыстории; V_p^{n-1} – скорость подачи давления с учетом на третьем цикле его скоростей соответственно на первом и втором циклах сеансов баротерапии, $n-1, n$; L – интервал сеанса баротерапии.

Идентификация и контроль барокамеры [5] позволяют моделировать регулирующий клапан барокамеры. Моделирование воздушного потока через отверстие с переменной площадью является сильно нелинейной функцией, которая в основном зависит от входного и выходного давлений и размера отверстия. Эта модель по-разному определяется в технической литературе в зависимости от уровня точности. Используемые регулирующие клапаны имеют пневматический привод. Когда изменяется управляющее давление на мембране, шток поршня скользит и размер отверстия клапана изменяется. Объемный расход в нормальных условиях (0°C и 1 бар) через клапан (несжимаемый и перекрытый поток без присоединенной арматуры) определяется выражениями (1) - (5), где: q - объемный расход (м³/ч); $C_{v,max}$ - коэффициент расхода клапана (м³/ч). Это было введено в [5] и обычно предоставляется производителем клапанов; C_v (м³/ч) зависит от открытия клапана; C_v равно 0, когда клапан закрыт, и $C_{v,max}$, когда он полностью открыт; это изменение позволяет клапану регулировать поток; «А» (безразмерное) значение (1) - это открытие клапана (значение от нуля до единицы); T - абсолютная температура на входе (Кельвины); G_g - удельный вес газа (отношение плотности протекающего газа к плотности воздуха в обоих при стандартных условиях), который в [5] считается равным отношению молекулярной массы газа к молекулярной массе воздуха; F_p - коэффициент геометрии трубопровода (безразмерный); F_γ - коэффициент удельной теплоемкости (безразмерный), а γ - коэффициент удельной теплоемкости газа (безразмерный). Оба являются физическими константами и могут быть найдены в

$$V_p(t, t_0) = \begin{cases} V_p t_{n-1} - t_n \leq t \leq t_n; \\ 0 & t_0 \leq t \leq t_0 - t_n, \end{cases}$$

где $(t_{n-1} - t_n)$ – предыстория взаимодействия относительно момента срабатывания датчика положения при прохождении сеанса баротерапии к интервала.

Для участков, оборудованных системой «Cardio+», оптимальная скорость подачи давления выбирается с учетом предыстории, интервала сеанса баротерапии, точки переходного процесса:

[5]; β - коэффициент расширения газа; x - коэффициент падения давления. Предел $x = F \& \gamma \cdot x_T$; x_T - коэффициент перепада давления регулирующего клапана без присоединительной арматуры при засоренном потоке; Z - коэффициент сжимаемости газа; ΔP_v - перепад давления между отводом давления на входе и выходе ($P_2 - P_3$, кПа); P_0 - атмосферное давление (кПа); P_1 - выходное давление воздушных компрессоров (кПа); P_2 - давление на входе (кПа); P_3 - давление на выходе (кПа); P_4 - давление внутри камеры (кПа); P - приростное давление внутри камеры (кПа), следовательно, $P = P_4$.

Собирая и упрощая выражения (1) - (5), как указано в [5], получается уравнение (6), где $C_1 = 417 \cdot C_{v,max} \cdot F_p \cdot \sqrt{P_2}$, а также

$$C_2 = \frac{417 \cdot C_{v,max} \cdot F_p}{2.14 \cdot \gamma \cdot F_\gamma \cdot X_T \cdot \sqrt{G_g \cdot T \cdot Z}} \cdot \frac{1}{\sqrt{P_2}}$$

Соотношение между управляющим сигналом (давление на мембране) и открытием клапана имеет свою динамику. Система состоит из пружины, и, согласно технической информации, предоставленной производителем, и испытаниям потока, ее можно смоделировать как систему второго порядка, показанную в уравнении (7), где K_1 - усиление, ω_n - собственная частота, ξ - коэффициент поглощения, $\Delta A(s)$ - открытие клапана, а $\Delta U(s)$ - управляющий сигнал (давление на мембране),

$$q = 417 \cdot F_p \cdot P_2 \cdot Y \cdot \sqrt{\frac{x}{G_g \cdot T \cdot Z}} \cdot C_{v,max} \cdot a \quad (1)$$

$$Y = 1 - \frac{x}{3 \cdot F_K \cdot X_T} \quad (2)$$

$$\Delta P_v = P_2 - P_3 \quad (3) \quad x = \frac{\Delta P_v \cdot F_p}{P_2} \quad (4)$$

$$F_\gamma = \frac{\gamma}{1.4} \quad (5)$$

$$\frac{q(t)}{a(t)} = C_1 \cdot \sqrt{\Delta P_v(t)} + C_2 \cdot (\Delta P_v(t))^{\frac{3}{2}} \quad (6)$$

$$\frac{\Delta A(s)}{\Delta U(s)} = \frac{K_1 \cdot \omega_n^2}{s^2 + 2\mu\omega_n s + \omega_n^2} \quad (7)$$

Моделирование потери давления. Во всем пневматическом контуре возникают потери давления, вызванные длиной трубы, клапанов и принадлежностей (тройники, глушители и изменение диаметра). В динамике уравнение жидкости Дарси-Вейсбаха (8) [5], связывает потерю давления, вызванную трением вдоль заданной длины трубы, со средней скоростью потока жидкости, где L/D - отношение длины к диаметру трубы ρ - плотность жидкости, v - средняя скорость потока, а f - безразмерный коэффициент трения Дарси. Скорость v может быть выражена как в уравнении (9), а объем потока воздуха q поэтому может быть связано с потерей давления.

Потери давления в клапанах и вспомогательных устройствах обычно рассчитываются с использованием уравнения Дарси-Вейсбаха и с учетом эквивалентной длины трубы $(L/D)_{эв}$. Уравнение (10) используется для получения потери давления между компрессором и пневматическими глушителями внутри барокамеры, которая представляет собой сумму потерь в трубе, потерь в клапанах и дополнительных потерь. Поскольку другие члены в уравнении постоянны, потеря давления равна постоянной K_2 , умноженной на q^2 , где предполагается, что изменение давления пропорционально квадратному потоку [5].

$$P = f \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{\rho v^2}{2} \quad (8)$$

$$V = \frac{4}{\pi D^2} \quad (9)$$

$$P_1 - P_3 = \sum \Delta P_p + \sum \Delta P_v + \sum \Delta P_a = K_2 \cdot q^2 \frac{m^3 \cdot K_a^p}{K \cdot mol} \quad (10)$$

где ΔP_p относятся к трубам, ΔP_v относятся к клапанам, а ΔP_a относятся к другим принадлежностям.

Камерное моделирование наддува. Если воздух, потерянный камерой, считается нулевым, поскольку он не является значительным по сравнению с потоком наддува, объемный материальный баланс выражается выражением (11), где ΔQ - массовый расход (кг/с), V - объем камеры (m^3), а ρ - плотность воздуха ($кг/м^3$). Из-за диапазона давлений во время процедур воздух внутри камеры можно рассматривать как идеальный воздух. Следовательно, уравнение состояния газа показано в (12), где R_s - удельная газовая постоянная (Дж/(К·моль)); T_0 - температура воздуха (Кельвина); ΔP - увеличение давления внутри камеры (кПа). Объединяя уравнения (11) и (12), получается уравнение (13).

$$\Delta Q = V \frac{dq}{dt} \quad (11)$$

$$\frac{d\Delta P}{dt} = \frac{1}{R_s T_0} \cdot \frac{d\Delta P}{dt} \quad (12)$$

$$\Delta Q = \frac{V}{R_s T_0} \cdot \frac{d\Delta P}{dt} \quad (13)$$

Линеаризация модели камеры. Высоконелинейные уравнения, представленные в математическом моделировании выше, будут использоваться только для того, чтобы узнать структуру линейной системы, которая лучше соответствует реальному поведению.

Уравнение (6) показывает соотношение между открытием клапана и объемной жидкостью. Если P_3 считается нулевым, а P_2 считается постоянным, уравнение будет представлять собой усиление: $q(t)a(t) = K_3$. Хотя уравнение (6) является нелинейным уравнением, оно было линеаризовано для получения передаточной функции. Точка равновесия равна $q_0 = 0$ ($q(t) = q_0 + \Delta q(t)$), $a_0 = 0$ ($a(t) = a_0 + \Delta a(t)$) и $\Delta P_v = P_2 = 10$ бар (постоянные). Линеаризованное выражение уравнения (6) показано в уравнении (15).

Линеаризация приводит к нехватке информации, потому что в настоящее время отсутствуют эффекты изменения P_2 и P_3 , но это приближение необходимо для получения линейной модели, которая будет проверена в следующих разделах. Преобразование Лапласа используется для получения передаточной функции (16). Это уравнение показывает линейное приближение поведения между отверстием клапана $A(s)$ и расходом жидкости $Q(s)$. Поскольку это выражение является коэффициентом усиления, его можно объединить с уравнением (7) в одной передаточной функции, которая представляет модель регулирующего клапана (17), которая является системой второго порядка, где $K_4 = K_3 \cdot K_1$. Уравнение (18) получается линеаризацией уравнения (10), а уравнение (19) - применением преобразования Лапласа к уравнению (18). Аналогично, применяя преобразование Лапласа к уравнению (13) и, с учетом постоянной T_0 (изотермический процесс), получается передаточная функция, показанная в уравнении (20). Используя уравнения (17), (19) и (20), получается общая передаточная функция в уравнении (21), которая связывает давление внутри камеры $\Delta P(s)$ с сигналом управления клапаном $\Delta U(s)$.

$$P = P_4 - P_0 \quad (14)$$

$$\frac{\Delta q(t)}{\Delta a(t)} = C_1 \cdot \sqrt{P_2} - C_2 \cdot (P_2)^{3/2} = K_3 \quad (15)$$

$$\frac{\Delta Q(s)}{\Delta A(s)} = K_3 \quad (16)$$

$$\frac{\Delta Q(s)}{\Delta U(s)} = \frac{K_1 \cdot \omega_n^2}{s^2 + 2\mu\omega_n s + \omega_n^2} \quad (17)$$

$$\Delta P_1 - \Delta P_3 = K_2 \cdot 2 \cdot q_0 \cdot \Delta q = K_5 \cdot \Delta q \quad (18)$$

$$\Delta P_1(s) - \Delta P_3(s) = K_5 \cdot \Delta Q(s) \quad (19) \quad \frac{\Delta P(s)}{\Delta Q(s)} = \frac{R_s T_0}{V} = \frac{K_6}{s} \quad (20)$$

$$\frac{\Delta P(s)}{\Delta U(s)} = \frac{K_5 \cdot K_4 \cdot \omega_n^2 \cdot s + K_6 \cdot K_4 \cdot \omega_n^2}{s \cdot (s^2 + 2\mu\omega_n s + \omega_n^2)} \quad (21)$$

В данной работе представлены принципы построения и реализации экспертных интеллектуальных систем процесса баротерапии, механизма оптимального взаимодействия, который устанавливает однозначную связь между информационной системой, объектом и контролируемой внешней средой для получения стабильных и однозначных характеристик системы, соответствующих гипербарическому состоянию объекта. Предлагаемый подход обеспечивает хорошее отслеживание профиля давления, предысторию процесса баротерапии. Изменение режимов давления подачи в процессе баротерапии в зависимости от реального состояния ВСП позволяет уменьшить динамические действия процесса ГБО, исключить небезопасные тревожные ситуации или приостановить динамику процесса, и, тем самым, поддержать устойчивую работу системы с мощными инструментами лечения. Таким образом, обеспечивается взаимная адаптация объекта, окружающей среды и измерительной системы. Практические результаты создания и экспериментального внедрения системы успешно состоялись в августе 2020 г. в Республиканском центре профпатологии и реабилитации МЗ ДНР. Развитие проекта планируется в 2021 г. [6, с. 20]

ИСТОЧНИК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Ladaria, Elena G. Principles for Implementing an Intelligent Decision Support System in the Barotherapy Process [Текст] / Ladaria Elena G., Bondarchuk Victoria V., Kravchenko Nataliya M. // The 5th International scientific and practical conference "Perspectives of world science and education" (January 29-31, 2020) CPN Publishing

Group, Osaka, Japan. 2020. 884 p. – Pp. 114–117. URL://https://sci-conf.com.ua

2. Бондарчук, В. В. Методологические аспекты моделирования интеллектуальной системы поддержки принятия решений для формирования режимов гиперболической оксигенации [Текст] / В. В. Бондарчук, Е. Г. Ладария, Н. М. Кравченко // VI Международная научно-практическая конференция «Dynamics of the Development of World Science» 19-21 февраля 2020 года Ванкувер, Канада. 2020. 1000 p. – Pp.391-399. URL://https://sci-conf.com.ua

3. Распознавание параметров variability сердечного ритма по кардиосигналу в процессе баротерапии [Текст] / Н. М. Кравченко, Е. Г. Ладария, Т. Д. Ключанова, В. В. Бондарчук // Международный научно-теоретический журнал «Проблемы искусственного интеллекта» International Peer-Reviewed Scientific Journal «Problems of Artificial Intelligence» ISSN 2413-7383. - 2020. - № 2(17). – С. 28-35.

2)

4. Bondarchuk Victoria V. Generation of the Intellectual Decision-Making Software for Forming Hyperbaric Oxidation Modes Prospects for Development [Текст] / Bondarchuk Victoria V., Ladaria Elena G., Kravchenko Nataliya M. // Eurasian scientific congress. Abstracts of the 2st International scientific and practical conference. «Eurasian Scientific Congress», Barca Academy Publishing. Barcelona, Spain. 24-25.02.2020. – Pp.137-139/ URL://https://sci-conf.com.ua

5. Luis Gracia, Carlos Perez-Vidal, Jose M. de Paco, Luis M. de Paco. Identification and control of multi-chamber hyperbaric chamber. PLoS One. 2018; 13(8): e0200407.

DOI: 10.1371/journal.pone.0200407.

URL://https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6075861/

6. Бондарчук В.В., Ладария Е.Г., Кравченко Н.М., Ключанова Т.Д. Практические результаты создания интеллектуальной системы поддержки принятия решений для формирования режимов гипербарической оксигенации [Текст] / Отв. ред. к.э.н. Герман Юрьевич Гуляев // Актуальные вопросы современной науки и образования. Сборник статей V Международной научно-практической конференции – Пенза: МЦНС «Наука и Просвещение», 2020. – 180с. – С. 20–23