

9. Brauer R. W. High pressure neurological syndrome & Fundamental aspects // *Techniques for Diving Deeper than 1,500 feet.*—Bethesda: Undersea Med. Sci, 1980.— P. 141—149.
10. Fagreaus L. Current concepts of dyspnea and ventilatory limitation to exercise at depth // *Proc. 7th Symp. on Underwater Physiol.*—Bethesda, 1981.— P. 141—149.
11. Flook V., Fraser I. M. Inspiratory flow limitation at depth // *Proc. XIV Annual Meeting EUBS.*—1988.— P. 127.
12. Fraser I. M., Flook V. Inspiratory flow limitation in divers // *J. Physiol.*—1989.— 409, N 1.— P. 86P.
13. Fraser I. M., Flook V. HPNS tremor on flow — volumes curves at 450 metres // *EUBS 1990, Proc. of Joint Meeting on Diving and Hyperbaric Med.*—Amsterdam, Netherlands, 1990.— P. 75—81.
14. Halsey M. J. Effects of high pressure on central nervous system // *Physiol. Rev.*—1982.— 62, N 4.— P. 1341—1377.
15. Hickey D. D., Lundgren C. E. G., Pasche A. J. Influence of exercise on maximal voluntary ventilation and forced expiratory flow at depth // *Undersea Biomed. Res.*—1983.— 10, N 3.— P. 241—254.
16. Lambertsen C. J., Gelfand R., Peterson R. et al. Human tolerance to He, Ne, and N₂ at respiratory gas densities equivalent to He-O₂ breathing at depths 1200, 2000, 3000, 4000 and 5000 feet of sea water (predictive studies III) // *Aviat. Space and Environ. Med.*—1977.— 48, N 9.— P. 843—855.
17. Lanphier E. H. Pulmonary function // *The Physiology and Medicine of Diving and Compressed Air Work.*—London: Balliere Tindall, 1975.— P. 102—154.
18. Mead J., Turner J. M., Macklem P. T., Little J. B. Significance of the relationship between lungs recoil and maximum expiratory flow // *J. Appl. Physiol.*—1967.— 22, N 1.— P. 95—100.
19. Miller K. W., Wagensteen O. D., Lanphier E. H. Respiratory limitations to work at depth // *IIIes Jornees Intern. d'Hyperbar. Physiol / Sybaquat.*—Paris, 1972.— P. 118—123.

Ин-т физиологии им. А. А. Богомольца
АН УССР, Киев

Материал поступил
в редакцию 29.12.90

УДК 612.2+612.21.217+612.223.2

И. Р. Болтычев, В. Н. Ильин, С. А. Гуляев

Дыхательный синдром высокой плотности:

II. Механика форсированного дыхания
при искусственной резистивной нагрузке
в условиях нормобарии

В двух сериях исследований изучали динамику параметров форсированного вдоха и выдоха при дополнительной внешней искусственной резистивной нагрузке на дыхание в условиях нормобарии. Выявлен феномен, заключающийся в появлении осцилляций скорости респираторных потоков (ранее отмеченных при гипербарии) на кривых «поток — объем» при форсированном дыхании с увеличением резистивной нагрузки. Частота осцилляций располагалась в области 6—15 Гц. Обсуждаются возможные механизмы возникновения тремора дыхательных мышц и осцилляций скорости респираторных потоков.

Введение

Влияние гипербарической среды на механику форсированного дыхания определяется повышенной плотностью среды, которая зависит от барометрического давления и газового состава вдыхаемой смеси [5, 13, 18]. По мнению многих авторов [6, 8, 19], при использовании добавочной искусственной резистивной нагрузки на дыхание моделируются внешние эффекты изменений максимальной вентиляции легких, которые

© И. Р. БОЛТЫЧЕВ, В. Н. ИЛЬИН, С. А. ГУЛЯЕВ

наблюдают резистивная тея, воспронным аппаратное сопротивление, дей Тем не менее позволяет п тельного ап отличаются ниям можн на респиратор вентиляторного аппарата ханизмов о газовых пот

В перво феномена, (ДСВП) и высокой пл мента резу. мена лежа носных пут нием [4, 5].

В рабо человека пр искусственн результаты цилляций с

Методика

Обследование 50 лет. Исс вом — рези ним искусс мально воз Увеличение сходило ст ным умень Диафрагме Флейша, в

Для ис возникающ трубку Фл параметров (не менее стивной на

Во вр маневров «поток — с (датчик пр электричес МС-42). Э помощью на уровне линии с п электричес мышц на вали на 8 спектральн

наблюдаются при повышенной плотности газовой среды. Искусственная резистивная нагрузка, прилагаемая в верхней части воздухоносных путей, воспроизводит не все стороны влияния, испытываемые вентиляторным аппаратом при действии гипербарической среды, когда увеличенное сопротивление газовому потоку, обусловленное повышенной плотностью, действует на протяжении всего трахеобронхиального дерева. Тем не менее, повышение резистивной нагрузки в воздухоносных путях позволяет проследить развитие адаптационных сдвигов функции дыхательного аппарата при нормобарии, которые по многим показателям не отличаются от реакций на гипербарическую среду [6]. К таким изменениям можно отнести значительное увеличение механической нагрузки на респираторную мускулатуру, ограничение максимальных скоростей вентиляторных потоков и снижение резервных возможностей дыхательного аппарата. При этом предполагается существование различных механизмов ограничения инспираторных и экспираторных максимальных газовых потоков [14, 15, 17].

В первой статье этого цикла исследований дается описание нового феномена, названного дыхательным синдромом высокой плотности (ДСВП) и возникающего при дыхании в газовых средах экстремально высокой плотности. Полученные в гипербарических условиях экспериментальные результаты позволяют предположить, что в основе этого феномена лежат осцилляции скорости респираторных потоков в воздухоносных путях, характеризующихся высоким резистивным сопротивлением [4, 5].

В работе продолжено изучение механики форсированного дыхания человека при повышенной плотности дыхательной среды, моделируемой искусственной резистивной нагрузкой при нормобарии, представлены результаты исследований характеристик и условий возникновения осцилляций скорости инспираторных и экспираторных газовых потоков.

Методика

Обследовано 10 практически здоровых мужчин в возрасте от 18 до 50 лет. Исследования проводили при нормобарии в два этапа. На первом — резистивную нагрузку в воздухоносных путях имитировали внешним искусственным сопротивлением дыханию при вдохе и с максимально возможным усилием, на втором — при форсированном выдохе. Увеличение искусственного добавочного сопротивления дыханию происходило ступенчато с помощью съемных диафрагм с последовательным уменьшением диаметра отверстий: 25; 17; 13; 9; 7,5; 4,5 и 3 мм. Диафрагмы устанавливали на входе воздушного потока в трубку Флейша, в первом случае, и на выходе — во втором.

Для исключения артефактов, связанных с тремором рук и головы, возникающими во время дыхательных проб с максимальным усилием, трубку Флейша фиксировали неподвижно. Стандартизации изучаемых параметров достигали однотипностью позы (сидя) и многократностью (не менее трех раз) выполнения проб в условиях фиксируемой резистивной нагрузки.

Во время выполнения обследуемыми одиночных форсированных маневров регистрировали пневмотахограмму (ПТГ) и кривые «поток — объем» (полианализатор ПА5-01), давление на уровне рта (датчик преобразования давления ПДП-300К) и интерференционную электрическую активность дыхательных мышц (электромиограф МС-42). Электромиограмму (ЭМГ) респираторных мышц снимали с помощью накожных биполярных электродов, которые устанавливали на уровне шестого-седьмого межреберья по передней подмышечной линии с правой стороны так, что начало теста совпадало с видимой электрической активностью наружных или внутренних межреберных мышц на экране осциллографа. Получаемую информацию регистрировали на 8-канальном магнитографе марки «Sony» с последующими спектральным, кросскорреляционным и статистическим анализами кри-

объем» (1
3—4,5 мм).
С уве
(диаметр 4
спектральн
±67,75 %
метр 25 м
осциллици
диафрагмы
ем степени
с кривой
тивления.

Рис. 3. Зависимость скорости инерционного (б) потока от форсирования при сопротивлении

циллярный
ин- и эксп
же диамет
рис. 1).

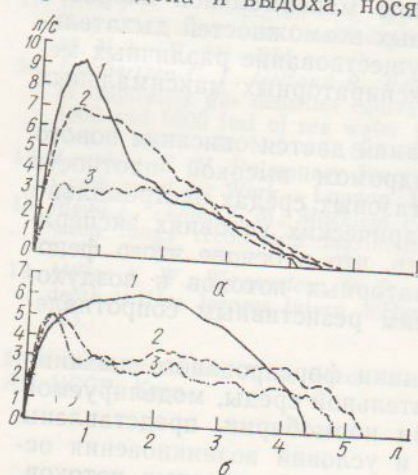


Рис. 1. Изменение кривых «поток—объем» при форсированном выдохе (а) и вдохе (б) у обследуемого в условиях искусственной резистив-

1	4
2	6
3	4
4	2
5	0
6	6
7	4
8	2
9	0
10	6
11	4
12	2
13	0
14	6
15	4
16	2
17	0

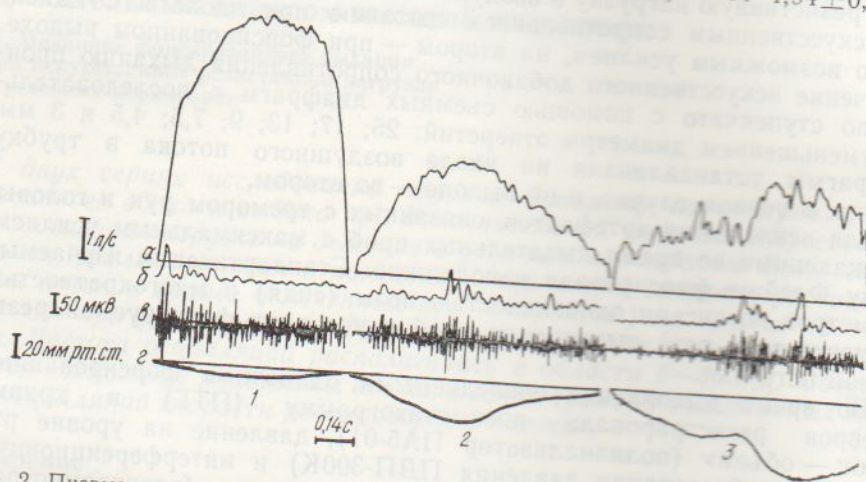


Рис. 2. Пневмотахограмма (а), огибающая электромиограмма (ЭМГ, б), ЭМГ межреберных мышц (в) и давление на уровне рта (г) у испытуемого при выполнении форсированного вдоха при внешней искусственной резистивной нагрузке.

1,46 л/с $\pm$ 0,21 л/с (при выдохе), увеличением значения показателя T_{63} , характеризующего время вдоха (выдоха) 63 % дыхательного объема, от 0,513 $\pm$ 0,034 до 1,21 с $\pm$ 0,132 с (вдох) и от 0,542 $\pm$ 0,014 до 1,48 с $\pm$ 0,12 с (выдох) и появлением осцилляций на кривых «поток —

Рис. 1
(а, в)
сиров
стивн

Анал
личении
в спектра
мы в обл
верстия
средняя
и состав
что сопос
ных пото
С по
личение

объем» (рис. 1: 1 — диафрагма отверстием 13 мм, 2 — 7,5 мм, 3 — 4,5 мм) и ПТГ (рис. 2. Обозначения те же, что на рис. 1).

С увеличением резистивной нагрузки и моделируемой плотности (диаметр 4,5 мм) в воздухоносных путях при форсированном дыхании (диаметр 4,5 мм) в воздухоносных путях при форсированном дыхании спектральная мощность осцилляций ПТГ возрастала на $1267\% \pm 67,75\%$ при выдохе) по сравнению с дыханием без нагрузки (диаметр 25 мм). При этом кривая зависимости спектральной мощности осцилляций скорости респираторных потоков от диаметра отверстия диафрагмы описывается уравнением степенной функции и совпадает с кривой роста резистивного сопротивления. Кроме того, мощность ос-

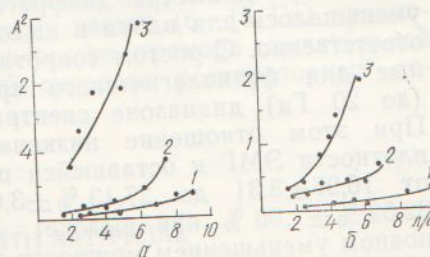


Рис. 3. Зависимость мощности осцилляций скорости инспираторных (а) и экспираторных (б) потоков от максимальной скорости форсированного маневра при добавочном сопротивлении дыханию у испытуемого.

цилляций повышалась по мере увеличения максимальной скорости ин- и экспираторных потоков в воздухоносных путях при одном и том же диаметре отверстия диафрагмы (рис. 3. Обозначения те же, что на рис. 1).

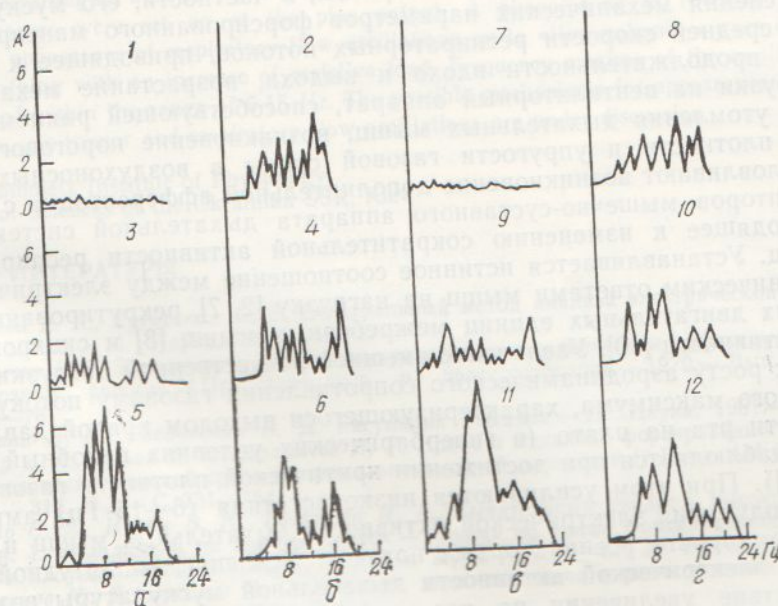


Рис. 4. Изменение спектральной мощности осцилляций пневмотахограммы (а, б) и огибающей электромиограммы межреберных мышц (б, г) при форсированном выдохе (а, б) и вдохе (б, г) в условиях искусственной резистивной нагрузки.

Анализ частотного спектра осцилляций ПТГ показал, что при увеличении резистивной нагрузки на дыхание (диаметр 7,5; 4,5; 3 мм) в спектральной плотности сигнала появляются характерные максимумы в области 6—15 Гц (рис. 4: 1, 2, 7, 8 — диафрагма диаметром отверстия 13 мм; 3, 4, 9, 10 — 7,5 мм; 5, 6, 11, 12 — 4,5 мм). При этом средняя частота осцилляций ПТГ не зависела от резистивной нагрузки и составляла $8,1 \text{ Гц} \pm 0,43 \text{ Гц}$ при выдохе и $8,9 \text{ Гц} \pm 0,53 \text{ Гц}$ при вдохе, что сопоставимо со средней частотой осцилляций скорости респираторных потоков, наблюдаемых в гипербарических условиях [4].

С помощью метода кросскорреляционного анализа выявлено увеличение коэффициента корреляции между спектральной плотностью

ПТГ и огибающей ЭМГ межреберных мышц от $0,23 \pm 0,09$ до $0,65 \pm 0,05$ (вдох) и от $0,21 \pm 0,08$ до $0,59 \pm 0,04$ (выдох).

С увеличением резистивного сопротивления дыханию возрастает механическая нагрузка на вентиляторный аппарат и продолжительность выполнения форсированной пробы. При этом показатель интегрированной электрической активности из расчета на единицу времени ин- и экспираторных межреберных мышц оставался практически без достоверных изменений при уменьшении диаметра диафрагм от 25 до 9 мм. При диаметре диафрагмы 4,5 мм значение этого показателя уменьшалось для вдоха и выдоха на $32,13 \pm 6,1$ и $24,79 \% \pm 7,76 \%$ соответственно. С ростом сопротивления дыханию отмечаются характерные для физиологического тремора максимумы в низкочастотном (до 20 Гц) диапазоне спектральной плотности ЭМГ (см. рис. 4). При этом отношение низкочастотных составляющих спектральной плотности ЭМГ к оставшейся плотности всего сигнала увеличивалось от $16,97 \pm 3,31$ до $27,13 \% \pm 3,08 \%$ при вдохе (от $21,21 \pm 3,65$ до $32,52 \% \pm 1,96 \%$ при выдохе). Данное увеличение обусловлено в основном уменьшением мощности высокочастотной области спектра (20—150 Гц) ЭМГ.

При проведении в нормобарических условиях одиночных проб с форсированным вдохом и выдохом повышение плотности среды в воздухоносных путях происходит не только за счет включения внешнего добавочного сопротивления дыханию, но и за счет усилия, затрачиваемого дыхательным аппаратом, в частности, его мускулатурой. Изменения механических параметров форсированного маневра (падение средней скорости респираторных потоков, приводящее к увеличению продолжительности вдоха и выдоха, возрастание механической нагрузки на вентиляторный аппарат, способствующей раннему развитию утомления дыхательных мышц, возникновение порогового значения плотности и упругости газовой среды в воздухоносных путях) обуславливают возникновение дополнительной афферентации с механорецепторов мышечно-суставного аппарата дыхательной системы [20], приводящее к изменению сократительной активности респираторных мышц. Устанавливается истинное соотношение между электрическим и механическим ответами мышц на нагрузку [2, 7], рекрутирование тонических двигательных единиц межреберных мышц [3] и синхронизация их активности [10]. Увеличение внешней искусственной нагрузки приводит к росту аэродинамического сопротивления газовому потоку до некоторого максимума, характеризующегося выходом кривой давления в полости рта на плато (в гипербарических условиях подобный максимум наблюдается при достижении критической плотности газовой среды [4]). При этом усиливаются низкочастотная (6—15 Гц) амплитудная модуляция электрической активности дыхательных мышц и осцилляции скорости респираторных потоков. Усиление амплитудной модуляции электрической активности дыхательной мускулатуры возникает вследствие увеличения на нее нагрузки, в которой за счет увеличения продолжительности вдоха и выдоха возрастает статический компонент. Это приводит к появлению феномена «тремора усилия» мышц [1, 2].

Система «легкие — воздухоносные пути» представляет собой в некотором роде сосуд с упругими стенками и длинным тонким горлышком [10, 11]. В результате максимального усилия, развиваемого респираторной мускулатурой при форсированном дыхании, изменяется внутриплевральное и альвеолярное давление. Такое изменение давления при максимальной резистивной нагрузке приводит в условиях возникающего «воздушного подпора» к повышению при выдохе или снижению при вдохе плотности воздушной среды в полужамкнутой системе «легкие — воздухоносные пути» и способствует увеличению ее упругости. При этом появление осцилляций скорости респираторных потоков, по-видимому, может быть обусловлено увеличением колебания усилий, создаваемых дыхательной мускулатурой, и улучшением

условий их
носные пути

Таким
утверждать
выявленных
гипербариче
резистивной
Этот механ
при форсир
ЭМГ и осци
лагает уча
мускулатур
токов.

I. R. Bolttyche

HIGH-DENSI

II. MECHAN

RESISTIVE I

The dynamics
nal external
cial resistanc
tial decrease
inhale the dia
the diaphrag
consists in a
forced breath
were located
piratory mus

A. A. Bogom
Academy of

СПИСОК Л

1. Андреева
ности м
2. Бравиче
в позн
С. 70—7
3. Бреслав
4. Гулярь С
ния чел
1990.—
5. Гулярь
ности:
6. Кисляк
гиперба
7. Костюк
дулиру
С. 198—
8. Майлс
9. Персон
века.—
10. Персон
частот
Биофи
11. Хутор
полнен
М.: На
12. Уэст Д
13. Gelfan
dense
1984.—
14. Fagra
depth,
149.

условий их трансляции на газовый поток в системе «легкие — воздухоносные пути» за счет повышения упругости этой системы [2,9].

Таким образом, на основании полученных результатов можно утверждать, что в основе осцилляций скорости респираторных потоков, выявленных при исследовании механики форсированного дыхания в гипербарических [5] и нормобарических условиях при искусственной резистивной нагрузке лежит повышенное сопротивление дыханию. Этот механизм возникновения осцилляций в равной мере действует при форсированном вдохе и выдохе. Высокая корреляция огибающей ЭМГ и осцилляций ПТГ в области низких частот (6—15 Гц) предполагает участие механизмов физиологического тремора дыхательной мускулатуры в появлении осцилляций скорости респираторных потоков.

I. R. Boltichev, V. N. Iljin, S. A. Gulyar

HIGH-DENSITY BREATHING SYNDROME:

II. MECHANICS OF FORCED BREATHING WITH ARTIFICIAL RESISTIVE LOAD IN NORMOBARIA

The dynamics of forced inhale (I series) and exhale (II series) parameters with additional external artificial resistive load was studied under normobaric conditions. The artificial resistance to breathing increased stepwise using removable diaphragms with sequential decrease of hole diameter from 25, 17, 13, 9, 7.5, 4.5 to 3 mm. While studying forced inhale the diaphragms were set up at Fleish pipe airflow input. In the case of forced exhale the diaphragms were set up at the pipe output. A phenomenon is revealed which consists in appearance of respiratory flow oscillations on the «flow-volume» curves during forced breathing with an increase of resistive load. Frequency maxima of the oscillations were located within the range of 6-15 Hz. The possible mechanisms for appearance of respiratory muscle tremor and respiratory flow oscillations are under discussion.

A. A. Bogomoletz Institute of Physiology,
Academy of Sciences of the Ukrainian SSR, Kiev

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Андреева Е. А., Хуторская О. Е. Спектральный метод анализа электрической активности мышц. — М.: Наука, 1987. — 104 с.
2. Бравичев А. Н. Зависимость между электрическим и механическим эффектами мышц в позном режиме // Протезирование и протезостроение. — 1970. — Вып. 23. — С. 70—76.
3. Бреслав И. С., Глебовский В. Д. Регуляция дыхания. — Л.: Наука, 1981. — 280 с.
4. Гуляр С. А., Ильин В. Н., Болтычев И. Р. Новое в механике форсированного дыхания человека в газовой среде экстремально высокой плотности // Докл. АН СССР. — 1990. — 315, N 3. — С. 751—754.
5. Гуляр С. А., Ильин В. Н., Болтычев И. Р. Дыхательный синдром высокой плотности: I. Осцилляции на кривых «поток — объем» во время форсированного дыхания в плотных газовых средах // Физиол. журн. — 1991. — 37, № 4. — С. 19—26.
6. Кисляков Ю. Я., Бреслав И. С. Дыхание, динамика газов и работоспособность при гипербарии. — Л.: Наука, 1988. — 237 с.
7. Костюков А. И. Преобразование спинальными мотонейронами кошки частотно-модулирующей эфферентной активности // Нейрофизиология. — 1982. — 14, N 2. — С. 198—200.
8. Майлс С. Подводная медицина / Пер. с англ. — М., 1971. — 328 с.
9. Персон Р. С. Теоретические основы трактовки электромиограмм // Физиология человека. — 1987. — 13, N 4. — С. 659—673.
10. Персон Р. С., Кушнарев В. М. Вопросы трактовки электромиограммы. II. Средняя частота следования колебаний потенциала в интерференционной электромиограмме // Биофизика. — 1963. — 8, N 2. — С. 238—241.
11. Хуторская О. Е. Спектральный анализ физиологического тремора человека при выполнении точностных задач // Актуальные вопросы теории и практики управления. — М.: Наука, 1977. — С. 236—240.
12. Уэст Дж. Физиология дыхания / Пер. с англ. — М.: Мир, 1988. — 200 с.
13. Gelfand R., O'toole M., Lambertsen C. J. Reduction in respiratory CO₂ reactivity by dense gas SF₆/O₂ at 1 ATA in unanaesthetized goats // Undersea Biomed. Res. — 1984. — 11. — Suppl. 30. — С. 00—00.
14. Fagraeus L. Current concepts of dyspnea and ventilatory limitation to exercise at depth // Proc. 7th Symp. on Underwater Physiol., 1987. — Bethesda, 1981. — P. 141—149.

15. Fraser I. M., Flook V. HPNS tremor on flow-volumes curves at 450 metres // EUBS 1990, Proc. of Joint Meeting on Diving and Hyperbaric Med.—Amsterdam, Netherlands, 1990.— P. 75—81.
16. Mead J., Turner J. M., Macklem P. T., Little J. Significance of the relationship between lungs recoil and maximum expiratory flow // J. Appl. Physiol.—1967.— 22, N 1.— P. 95—100.
17. Miller J. N., Wagensteen O. D., Lanphier E. H. Respiratory limitations to work at depth // IIIes Journees Intern. d'hyperbar. Physiol. Subaquat.—Paris, 1972.— P. 118—123.
18. Staats B. A., Wilson T. A., Lai-Fook S. J. et al. Viscosity and density dependence during maximal flow in man // J. Appl. Physiol.—1980.— 48.— P. 313—319.
19. Varenne P., Timbal J., Jacquemin C. Effect of different ambient pressure on airway resistance // J. Appl. Physiol.—1967.— 22.— P. 699—706.
20. Wasserman K., Whipp B. J., Casaburi R. Respiratory control during exercise // Handbook of physiology: Sect. 3. The respiration system.—Bethesda (Maryland), 1986.— Vol. 9.— P. 595—619.

Ин-т физиологии им. А. А. Богомольца
АН УССР, Киев

Материал поступил
в редакцию 29.12.90

УДК 612.(204.1)

В. Н. Ильин, С. А. Гуляр, И. Р. Болтычев

Дыхательный синдром высокой плотности:

III. Функциональное значение осцилляций респираторных потоков при дыхании в плотных газовых средах

Выявлено, что при достижении критической плотности газовой среды ($20,4—24,0 \text{ кг/м}^3$) относительная мощность осцилляций на кривых «поток—объем» и пневмотахограммах резко увеличивается. Одновременно существенно снижаются максимальная скорость выдоха, скорости экспираторных потоков в крупных бронхах, редуцируются до нуля скорости экспираторных потоков в бронхах среднего и мелкого калибра. В диапазоне плотностей различных газовых сред (от $1,3$ до $32,7 \text{ кг/м}^3$) изменения относительной мощности осцилляций респираторных потоков наиболее хорошо коррелируют с изменениями проходимости верхних дыхательных путей ($r = -0,932 \pm 0,054$). Получено уравнение регрессии, описывающее эту зависимость. Дается подробное описание симптоматики дыхательного синдрома высокой плотности: снижение скоростей газовых потоков в трахеобронхиальном дереве, раннее развитие динамической компрессии воздухоносных путей, тремор дыхательной мускулатуры и появление осцилляций респираторных потоков, выраженной одышки и гиповентиляции альвеол. Представлена гипотетическая схема его развития. Обсуждается функциональное значение осцилляций респираторных потоков как механизма, улучшающего газообмен в газовых средах экстремально высокой плотности.

Введение

В работах, посвященных описанию осцилляций скорости респираторных потоков при форсированном выдохе в гелио- и неоне-кислородных средах под давлением до $3,53 \text{ МПа}$ (36 кгс/см^2) [2, 4] и при форсированном вдохе в гелио-кислородной среде под давлением до $4,5 \text{ МПа}$ (46 кгс/см^2) [3, 11, 12], основное внимание уделяется возможным причинам их возникновения. Авторы этих работ рассматривают осцил-

© В. Н. ИЛЬИН, С. А. ГУЛЯР, И. Р. БОЛТЫЧЕВ, 1991

...как резул
гидростатическо
среды [2]. При
теристиками фо
ное значение вы
В предыду
на кривых «пото
вном дыхании
кусственной рез
с ними дыхател
рактеристики н
торных потоков
этого явления
водящее к трем
сопротивления
таты изучения
зующими форси
на симптомати
ДСВП при до
смеси.

Методика

Условия прове
применявшийся
статье данного
отметить, что
наряду с форс
легких (ВЛ) в
кундного теста
сированном вы
ких (ФЖЕЛ,
ную объемную
($\dot{V}_{50}$) и 75 %
Во время про
вали минутны
ный объем (Д
мя выдоха (Д
При обра
тический, регр

Результаты и

На рис. 1 пр
 $S^{\circ}_{\text{общ}}$ —относит
с повышением
ной ($1,3 \text{ кг/м}^3$)
среды (област
на пунктирных
балось в пред
потоков прои
му-степенной
до $20,4—24,0$
ности осцилл
ности газовой
носительной
Одновременн
в воздухоносо
ных бронхах