

УДК 534.7  
DOI 10.34014/2227-1848-2019-3-89-97

## НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ВОДОЛАЗОВ В ПРОЦЕССЕ ПОДВОДНОГО ПОГРУЖЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ШУМОВ, СВЯЗАННЫХ С ЕСТЕСТВЕННЫМ ДЫХАНИЕМ\*

А.Е. Костив, В.И. Коренбаум

ФГБУН Тихоокеанский океанологический институт им. В.И. Ильичева Дальневосточного отделения  
Российской академии наук, г. Владивосток, Россия

e-mail: kostiv.anatoly@gmail.com

*В нормальных условиях дыхание осуществляется рефлекторно, обеспечивая необходимое содержание кислорода и двуокиси углерода в организме человека. Однако повышенные уровни парциального давления кислорода, двуокиси углерода и азота при подводном погружении с учетом глубины погружения, уровня физической нагрузки, наличия задержек дыхания и изменения плотности вдыхаемого газа требуют от водолаза сознательного контроля над дыханием. Утрата контроля над дыханием может стать причиной панических состояний и/или потери сознания под водой. Цель работы – исследование возможности контроля физиологического состояния водолаза под водой по шумам дыхания *in situ*.*

*Материалы и методы. Разработан метод регистрации шумов дыхания водолаза-аквалангиста под водой, обеспечивающий определение ритма дыхания без нарушения целостности трактов дыхательного аппарата. Предложен способ разделения шумов вдоха и выдоха, который позволяет контролировать соотношение продолжительностей фаз дыхания. При оценке ритма дыхания применены методы анализа вариабельности частоты сердечных сокращений.*

*Результаты. В ходе натурных экспериментов показано, что при штатном погружении водолаза средний дыхательный ритм составил 9,3 дыхательного движения в минуту; отношение продолжительностей вдоха и выдоха – 1:2,5; вариабельность по среднеквадратическому отклонению – 1,4 с. В случае нахождения водолаза в нештатной ситуации средний дыхательный ритм составил 18 дыхательных циклов в минуту; соотношение продолжительностей фаз дыхания – 1:1,3; вариабельность – 1 с. Таким образом, у водолаза в нештатной ситуации дыхание участилось в 2 раза, выдох укоротился по отношению к вдоху, а ритм дыхания стал менее вариабельным. Следовательно, получаемые акустически физиологические параметры ритма дыхания, его вариабельности, соотношения фаз вдоха и выдоха могут служить индикаторами состояния водолаза.*

*Выводы. Разработанный метод позволяет, не нарушая целостности трактов дыхательного аппарата, измерить под водой параметры ритма дыхания водолаза и соотношение продолжительностей фаз вдоха и выдоха. Индикация физиологических параметров дыхания может быть реализована в декомпрессионном компьютере подводного пловца.*

**Ключевые слова:** водолаз, мониторинг, шумы дыхания, ритм дыхания, дыхательный цикл, вариабельность, диктофон.

**Введение.** Контроль за физиологическим состоянием человека осуществляется по параметрам основных систем его организма, таких как нервная [1], сердечно-сосудистая [2], дыхательная. В ряде случаев выбирают несколько характерных параметров, определяющих состояние субъекта в целом.

В обычных условиях дыхание, как известно, осуществляется рефлекторно, обеспечивая необходимое содержание кислорода и двуокиси углерода в организме человека. Однако повышенные уровни парциального давления кислорода, двуокиси углерода и азота при подводном погружении с учетом глубины погружения, уровня физической нагрузки, наличия задержек дыхания [3] и изменения плотности вдыхаемого газа требуют от водолаза сознательного контроля над ды-

\* Исследование выполнено в рамках нир № 0271-2019-0010 по Программе фундаментальных научных исследований государственных академий наук.

ханием. Утрата контроля над дыханием может стать причиной панических состояний и/или потери сознания под водой. Физиологические параметры дыхательной системы, традиционно учитываемые у водолаза, – это ритм дыхания, продолжительность фаз вдоха и выдоха, расход дыхательной смеси [4]. Ритм дыхания является показателем двигательной активности водолаза, за которым во время работы следит обеспечивающий персонал [5]. В условиях патологии особую диагностическую ценность приобретает значительное удлинение одной из фаз дыхания. Например, удлинение фазы вдоха происходит при возникновении препятствия в верхних отделах дыхательных путей (отек гортани, ларингоспазм, сдавливание трахеи) [6–9]. Вдох становится шумным и продолжительным. Значительное удлинение выдоха на фоне редкого дыхания характерно для сужения просвета мелких бронхов [10]. Показатель отношения продолжительностей вдоха (I) и выдоха (E) здорового человека на воздухе известен и лежит в пределах от 1,2 до 1,5, но для водолаза под водой численные значения этого показателя не детализированы, вероятно, из-за относительной сложности определения фаз дыхания. Во время тренировок водолазу может быть дана команда делать выдох в 2–3 раза длиннее вдоха, но проконтролировать правильное выполнение данной команды под водой может только сам водолаз. При наличии связи персонал на слух может и, как правило, контролирует частоту дыхания водолаза по шумам дыхания [5], подавая команды обратить внимание на ритм и продолжительность фаз. Самостоятельный контроль за фазами дыхания, который водолазу предлагается делать при отсутствии связи с обеспечивающим персоналом, требует от пловца большого внимания и не всегда возможен [11].

**Цель исследования.** Изучение возможности контроля физиологического состояния водолаза под водой по шумам дыхания *in situ*.

**Материалы и методы.** Основным источником шума при вдохе водолаза в дыхательном аппарате открытого цикла являются колебания давления турбулентного потока воздуха преимущественно в первой ступени

регулятора (редуктор высокого давления) дыхательного аппарата. Процесс выдоха сопровождается шумом создаваемых истечением пузырьков воздуха.

Регистрация шумов дыхания проводилась с помощью диктофона марки H1 (ZOOM Corporation, Япония). Использовался формат без сжатия PCM (WAV): разрядность квантования 24 бита, частота дискретизации 48 кГц. Низкочастотная фильтрация и автоматическая регулировка усиления были отключены. Запись велась на внешнюю память microSDHC card 32 Гб. В качестве чувствительного элемента использовался встроенный стереомикрофон диктофона. Диктофон оборудован входным регулируемым усилителем 0–39 дБ. Величина выставляемого коэффициента усиления подбиралась индивидуально. Диктофон помещался в герметичную эластичную трехслойную оболочку из латекса, заполненную воздухом, толщина каждого слоя оболочки 0,06–0,08 мм. Диктофон в оболочке размещался в районе яремной ямки и прижимался к телу водолаза костюмом. Материал водолазного костюма – пористый синтетический каучук (Neoprene) толщиной 5 мм, покрытый нейлоном. Костюм, обладая звукоизолирующими свойствами (по крайней мере 10 дБ [12]), отделяет оболочку диктофона от внешней среды. Латексная оболочка диктофона под мокрым костюмом водолаза выполняет функцию мембраны, чувствительной к звуковым колебаниям в окружающей среде. Колебания передаются на чувствительный элемент диктофона – микрофон через воздушное пространство внутри латексной оболочки. Микрофон с воздушным пузырем, образованным латексной оболочкой, в воде ведет себя как датчик колебательного смещения [13].

Определение продолжительностей фаз вдоха и выдоха у водолаза в дыхательном аппарате открытого цикла производится путем отдельной фильтрации зарегистрированного шумового сигнала, детектированием выделенных отфильтрованных сигналов, построением сглаженной огибающей продетектированного сигнала. Фазы дыхания выделяются по превышению уровня огибающей над фоном, а их продолжительность определяется

по величине интервала между начальным и конечным моментом времени вдоха или выдоха (рис. 1).

Ритм дыхания определяется по интервалам между вдохами или выдохами. Данный метод реализован в программе LabChart (ADInstruments, Новая Зеландия). Использо-

вались следующие инструменты этой программы: детектирование – Arithmetic, сглаживание сигналов – Smoothing, определение начала и окончания фаз дыхания – PeakAnalysis, выделение продолжительностей вдоха и выдоха водолаза – Data Pad, оценка вариативности дыхательного ритма – HRV.



Рис. 1. Функциональная схема выделения фаз дыхания и ритма дыхания водолаза с дыхательным аппаратом открытого цикла

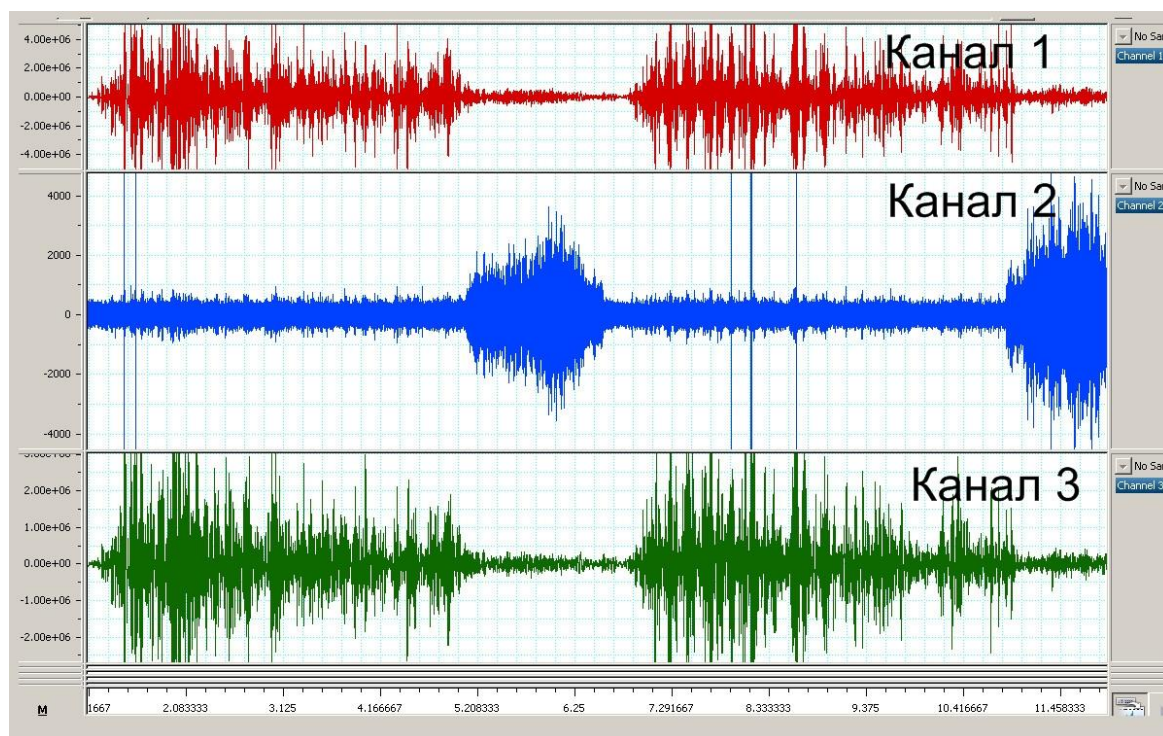
Обследованы два водолаза мужского пола, совершавших в рамках собственной программы учебной подготовки различные маневры под водой. При экспериментальной апробации метода болезненные процедуры не применялись. Максимальное время пребывания под водой – 45 мин. Снаряжение водолазов состояло из мокрого костюма и дыхательного аппарата с открытой схемой дыхания, работающего на сжатом воздухе, и выдохом в воду на базе регулятора давления Titan LX (AquaLung, Франция). Температура воды – 20–22 °С. Погружения выполнялись в одной и той же прибрежной акватории, в одинаковых акустической обстановке и погодных условиях.

**Результаты и обсуждение.** На рис. 2 представлены шумы, записанные при дыхании нормально чувствовавшего себя водолаза (канал 1, слева на право: выдох, вдох, выдох, вдох). Уровень сигнала выдоха больше, чем сигнала вдоха. Выдох начинается после различимой паузы. Выделенные полосовой фильтрацией шумы вдоха представлены на канале 2, шумы выдоха – на канале 3. После выдоха следует кратковременная пауза, которая скрывается шумом всплывающих пузырьков. Полоса частот, позволяющая обеспечить максимальное отношение «сигнал/шум» при

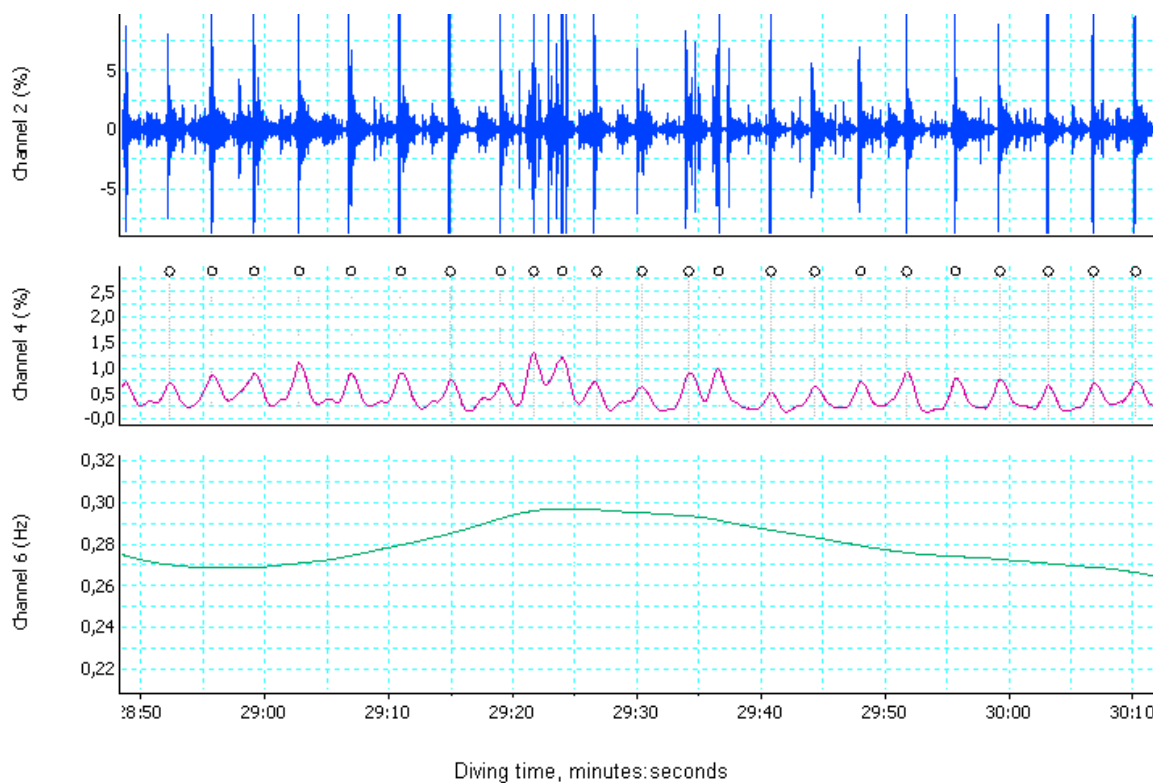
вдохе, зависит от типа регулятора [14, 15] и может варьировать в широких пределах, однако она всегда лежит выше 1 кГц. При выдохе полоса частот не зависит от модели регулятора и всегда лежит ниже 500 Гц. Так, для регулятора Titan LX шумы вдоха регистрируются наилучшим образом в полосе частот 10–11 кГц, тогда как шумы выдоха – в полосе частот до 500 Гц.

По фронту огибающей шумов дыхания в соответствующей полосе определяем моменты начала вдоха и выдоха, по спаду – моменты окончания и продолжительность фаз дыхания. Так, соотношение фаз вдоха и выдоха для данного фрагмента записи соответствует 1:2,5, продолжительность дыхательного цикла – 5,8 с, что эквивалентно дыхательному ритму 10,3 дыхательного движения в минуту.

По осциллограмме шумов (рис. 3, Channel 2) вычислена огибающая (рис. 3, Channel 4), по которой с помощью опции Cyclic Measurements программы LabChart (detection settings – Sine shape, Minimum peak height 1 Standard Deviation) определены дыхательные интервалы (рис. 3, Channel 4, белые метки вверх). Дыхательные интервалы преобразованы в частоту дыхательных циклов в процессе погружения, зависимость от времени, и показаны на нижнем графике (рис. 3, Channel 6).



**Рис. 2.** Осциллограммы шумов при дыхании водолаза под водой.  
Канал 1 – шумы двух циклов дыхания водолаза, канал 2 – шумы при вдохе,  
канал 3 – шумы при выдохе.  
По оси ординат – амплитуда, условные единицы, по абсцисс – время, с

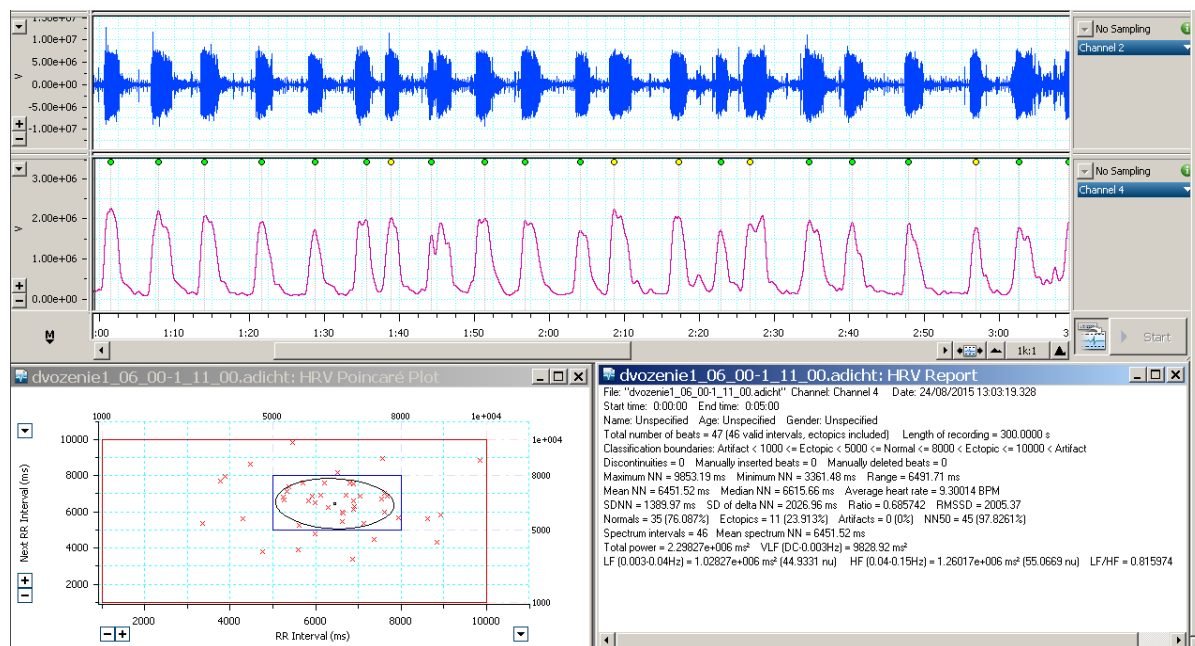


**Рис. 3.** Временные диаграммы шумов дыхания водолаза.  
Channel 2 – осциллограмма шумов дыхания, Channel 4 – детектированный сигнал шумов дыхания,  
белый кружок вверх – момент максимального значения сигнала,  
Channel 6 – периодограмма дыхательных циклов.  
По оси ординат в каналах 2 и 4 – процент от полной шкалы сигнала диктофона, в канале 6 – частота, Гц

Анализ variability сердечного ритма хорошо описан в литературе. В работе [16] этот метод переносится на анализ variability дыхательного ритма. Нами в качестве инструмента анализа variability дыхательного ритма использован модуль HRV программы LabChart. Для этого были оценены акустические характеристики дыха-

ния водолазов по 5-минутным фрагментам записи при штатных погружениях.

Пример анализа variability дыхательного ритма показан на рис. 4. На верхнем графике представлен сигнал шумов дыхания. График в середине – огибающая сигнала шумов дыхания, метки над графиком показывают интервалы между выдохами.



**Рис. 4.** Пример анализа variability дыхательного ритма штатного погружения водолаза. Верхний график – сигнал шумов дыхания; средний график – огибающая сигнала шумов дыхания; нижняя часть рисунка слева – диаграмма Пуанкаре; нижняя часть рисунка справа – отчет с параметрами variability дыхательного ритма

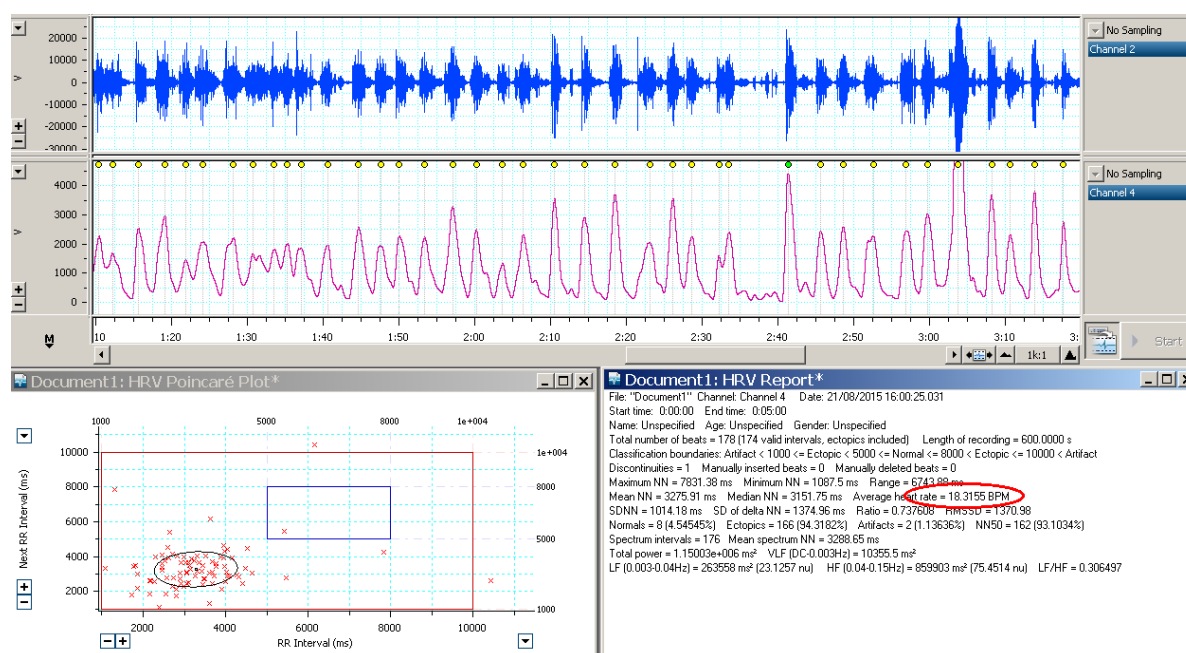
Нижний график слева – диаграмма Пуанкаре (Лоренца) [17], где область целевых значений обозначена малым прямоугольником, фактические значения – точками, область стандартного отклонения показана овалом, в центре которого – среднее значение продолжительности дыхательного цикла. Нижняя часть рисунка справа – отчет с параметрами variability дыхательного ритма. Основные измеренные параметры следующие. Продолжительность записи (Length of recording) – 300 с. Всего в этой записи (Total number of beats) – 47 выдохов. Нормальный ритм дыхания (Normal) имеет продолжительность дыхательного цикла (далее по тексту может быть использовано сокращение «цикл») от 5

до 8 с. Продолжительности дыхательного цикла менее 1 и более 10 с (Artifact) из анализа исключались. Максимальная продолжительность дыхательного цикла (Maximum NN) составила 9,8 с, минимальная (Minimum NN) – 3,3 с, что соответствует диапазону (Range) 6,5 с. Среднее значение цикла (Mean NN) составило 6,4 с, что соответствует 9,3 дыхательного движения в минуту (BPM). Медиана (Median NN) – 6,6 с. Среднеквадратичное отклонение всех циклов записи (SDNN) – 1,4 с. Среднеквадратичное отклонение разницы между соседними циклами (SD of delta NN) – 2 с. Отношение среднеквадратичных отклонений циклов всей записи и разницы соседних циклов (Ratio) – 0,68. Квадратный корень

из средних квадратов разницы между соседними циклами (RMSSD) – 2 с. 76 % циклов являются нормальными (Normals), 24 % периодов (Ectopics) не попали в целевой интервал, но и не являются артефактами (Artifact). Спектральные параметры (Spectrum intervals, mean spectrum NN, Total power, VLF, LF, HF, LF/HF) отчета и параметры (NN50), привязанные к нормам, выработанным для сердеч-

ного ритма, в настоящей работе не рассматривались.

Аналогичные оценки продолжительностей дыхательных циклов по шумам 5-минутного фрагмента записи получены для второго водолаза (рис. 5), оказавшегося в нестандартных условиях, перед его экстренной эвакуацией из воды после поданного им сигнала тревоги.



**Рис. 5.** Пример анализа variability дыхательного ритма водолаза перед экстренной эвакуацией. Верхний график – сигнал шумов дыхания; средний график – огибающая сигнала шумов дыхания; нижняя часть рисунка слева – диаграмма Пуанкаре; нижняя часть рисунка справа – отчет с параметрами variability дыхательного ритма

Заметим, что некоторые параметры, приведенные в отчетах (рис. 4, 5), сильно коррелированы между собой, поэтому могут выбираться в зависимости от задачи. Так, для анализа variability дыхательного ритма, кроме среднего значения дыхательных движений в минуту (Average heart rate, BPM) и попадания его в целевой интервал (Normals), предлагается использовать: SDNN – оценку общей variability дыхательного ритма, RMSSD – оценку высокочастотных компонент variability и их отношение, позволяющее перейти к безразмерной величине, которая не будет зависеть от продолжительности записи.

Так, при штатном погружении первого водолаза дыхательный ритм составил 9,3 дыхательных движения в минуту, 75 % дыхательных циклов попали в целевой интервал, отношение вдоха к выдоху составило 1:2,5, variability – SDNN – 1,4 с, RMSSD – 2 с, Ratio – 0,68.

В случае второго водолаза дыхательный ритм составил 18 дыхательных циклов в минуту, только 4,6 % дыхательных циклов попали в целевой интервал, соотношение фаз дыхания составило 1:1,3, variability – SDNN – 1 с, RMSSD – 1,4 с, Ratio – 0,73. Таким образом, у второго водолаза в нестандартной ситуации перед эвакуацией дыхание участил-

ось в два раза, выдох укоротился, а ритм дыхания по SDNN стал менее вариабельным.

Таким образом, разработанный метод позволяет, не нарушая целостности трактов дыхательного аппарата, измерить под водой параметры ритма дыхания водолаза и соотношения продолжительностей фаз вдоха и выдоха. Эти физиологические параметры могут быть использованы для мониторинга состояния водолаза во время пребывания под водой.

Тем не менее описанный метод применим только к водолажным аппаратам с открытым циклом дыхания. Использование метода требует удаления посторонних шумов, связанных с движением водолаза. Так, фрагменты записи с шумами трения слоев костюма, время от времени возникающими при движении водолаза, исключались из вышеописанного анализа.

Источник шумов вдоха в большинстве случаев находится за головой пловца (т.е. отделен от диктофона водной толщей). Шум пузырьков во время выдоха образуется непосредственно у рта пловца. Таким образом, шумы, возникающие при работе водолазного аппарата, могут проникать к диктофону как

по водной толще через костюм, так и через вторую ступень регулятора по трахее. Вклад каждой из этих составляющих и их спектральные особенности требуют дальнейшего изучения.

Метод не позволяет непосредственно измерять потоко-объемные характеристики дыхания водолаза и оценивать метаболизм. Однако, связав ритм дыхания со снижением давления в водолазном баллоне, можно рассчитать средний объем вдоха в определенный временной интервал. Механизм же метаболического контроля может косвенно оцениваться по спектру дыхательного ритма [18].

**Заключение.** Разработанный метод позволяет, не нарушая целостности трактов дыхательного аппарата, измерить под водой параметры ритма дыхания водолаза и соотношение продолжительностей фаз вдоха и выдоха. Эти физиологические характеристики перспективны для мониторинга состояния водолаза во время пребывания под водой.

Метод, в частности, может быть аппаратно реализован как дополнительная функция в декомпрессионном компьютере подводного пловца.

## Литература

1. *Rostain J.C., Balon N.* Recent neurochemical basis of inert gas narcosis and pressure effects. *Undersea Hyperb. Med.* 2006; 33: 197–204.
2. *Cibis T., Groh B.H., Gattermann H., Leutheuser H., Eskofier B.M.* Wearable real-time ECG monitoring with emergency alert system for scuba diving. 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2015: 6074–6077.
3. *Altepe C., Egi S.M., Ozyigit T., Pierleoni P.* Nerites. Proceedings of the International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies. SCITEPRESS-Science and Technology Publications, Lda. 2016: 119–124.
4. *Altepe C., Egi S., Ozyigit T., Sinoplu D., Marroni A., Pierleoni P.* Design and validation of a breathing detection system for scuba divers. *Sensors.* 2017; 17 (6): 1349.
5. *Смолин В.В., Соколов Г.М., Павлов Б.Н.* Водолазные спуски и их медицинское обеспечение. М.: Фирма «Слово»; 2001. 266.
6. *Clark J.M., Thom S.R.* Oxygen under pressure. In: *Physiology and Medicine of Diving.* 2003: 358–418.
7. *Duane S.F., Weir E.K., Stewart R.M., Niewoehner D.E.* Distal airway responses to changes in oxygen and carbon dioxide tensions. *Respiration physiology.* 1979; 38 (3): 303–311.
8. *Thorsen E., Skogstad M., Reed J.W.* Subacute effects of inspiratory resistive loading and head-out water immersion on pulmonary function. *Undersea & hyperbaric medicine.* 1999; 26 (3): 137.
9. *Wilmshurst P.T., Crowther A., Nuri M., Webb-Peploe M.M.* Cold-induced pulmonary oedema in scuba divers and swimmers and subsequent development of hypertension. *The Lancet.* 1989; 333 (8629): 62–65.
10. *Кукес В.Г., Маринин В.Ф., Реуцкий И.А., Сивков С.И.* Врачебные методы диагностики: учебное пособие. М.: ГЕОТАР-Медиа; 2006. 300.
11. *Тюрин В.И.* Внимание, глубина. М.: ДОСААФ; 1974. 26.
12. *Fothergill D.M., Sims J.R., Curley M.D.* Neoprene Wet-Suit Hood Affects Low-Frequency Underwater Hearing Thresholds. *Aviation, Space and Environmental Medicine.* 2004; 75 (5): 397.

13. Коренбаум В.И., Тагильцев А.А., Дьяченко А.И., Костив А.Е. Сравнение характеристик акустических датчиков различных типов при регистрации дыхательных звуков на поверхности грудной клетки человека. *Акустический журнал*. 2013; 59 (4): 530–538.
14. Donskoy D.M. Acoustic Emission Mechanism from Scuba Diving Equipment. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2007; 12 (5): 3086.
15. Donskoy D., Imas L., Yen T., Sedunov N., Tsionskiy M., Sedunov A. Turbulence- Induced Acoustic Emission of SCUBA Breathing Apparatus. *AIP Conference Proceedings*. 2008; 1022 (1): 95–98.
16. Rostig S., Kantelhardt J.W., Penzel T., Cassel W., Peter J.H., Vogelmeier C., Becker H.F., Jerrentrup A. Nonrandom variability of respiration during sleep in healthy humans. *Sleep*. 2005; 28 (4): 411.
17. Hnatkova K., Copie X., Staunton A., Malik M. Numeric processing of Lorenz plots of RR intervals from long-term ECGs. Comparison with time-domain measures of heart rate variability for risk stratification after myocardial infarction. *Journal of electrocardiology*. 1995; 28: 74.
18. Гришин О.В., Гришин В.Г., Коваленко Ю.В. Вариабельность легочного газообмена и дыхательного ритма. *Физиология человека*. 2012; 38 (2): 87.

## NEW POSSIBILITIES FOR DIVER'S MONITORING DURING UNDERWATER DIVING USING NOISES ASSOCIATED WITH NATURAL RESPIRATION

A.E. Kostiv, V.I. Korenbaum

V.I. Ilyichov Pacific Oceanological Institute, Far East branch of Russian Academy of Sciences,  
Vladivostok, Russia

e-mail: kostiv.anatoly@gmail.com

*Under normal conditions, breathing is reflexive, so it provides the necessary content of oxygen and carbon dioxide to the human body. However, elevated levels of partial oxygen, carbon dioxide and nitrogen pressure during underwater diving (considering the depth of diving, physical activity load, respiratory delays and changes in the inhaled gas density), require a conscious breathing control from the diver. Loss of breathing control can cause panic and/or loss of consciousness under water.*

*The purpose of the paper is to study the possibility to control diver's physiological state under water by in-situ breathing noises.*

*Materials and Methods. The authors developed a method to record underwater breathing noises of a scuba diver. The method ensures the determination of the breathing rhythm without violating the integrity of the respiratory apparatus tract. They also proposed a method to separate the inspiration and expiration sounds, which allowed them to control the duration of respiratory phase ratio. Methods of analyzing heart rate variability were used to assess respiration rhythms.*

*Results. During field experiments, it was shown that in case of a regular diving, the average respiratory rhythm of a diver was 9.3 respiratory movements per minute; inhalation/exhalation ratio was 1:2.5; mean square deviation – 1.4 s. In the case of an emergency, the average respiratory rhythm of a diver was 18 respiratory cycles per minute; the ratio of respiration phases was 1:1.3; variability – 1 s. Thus, in an emergency situation, the diver's breathing was 2 times faster, exhalation shortened in regard to inspiration, and the breathing rhythm became less variable. Consequently, the acoustical physiological parameters of the respiratory rhythm, namely, its variability, inspiration/expiration ratio can indicate the diver's state.*

*Conclusion. The developed method allowed us to measure underwater parameters of the diver's breathing rhythm and inspiration/expiration ratio without violating the integrity of the respiratory apparatus tract. Indication of the physiological respiration parameters can be implemented in the decompression computer of an underwater swimmer.*

**Keywords:** diver, monitoring, breathing noises, breathing rhythm, respiratory cycle, variability, voice recorder.



## References

1. Rostain J.C., Balon N. Recent neurochemical basis of inert gas narcosis and pressure effects. *Undersea Hyperb. Med.* 2006; 33: 197–204.
2. Cibis T., Groh B.H., Gatermann H., Leutheuser H., Eskofier B.M. Wearable real-time ECG monitoring with emergency alert system for scuba diving. *37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. 2015: 6074–6077.
3. Altepe C., Egi S.M., Ozyigit T., Pierleoni P. Nerites. *Proceedings of the International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*. SCITEPRESS-Science and Technology Publications, Lda. 2016: 119–124.
4. Altepe C., Egi S., Ozyigit T., Sinoplu D., Marroni A., Pierleoni P. Design and validation of a breathing detection system for scuba divers. *Sensors*. 2017; 17 (6): 1349.
5. Smolin V.V., Sokolov G.M., Pavlov B.N. *Vodolaznye spuski i ikh meditsinskoe obespechenie* [Diving and its medical support]. Moscow: Firma «Slovo»; 2001. 266 (in Russian).
6. Clark J.M., Thom S.R. Oxygen under pressure. In: *Physiology and Medicine of Diving*. 2003: 358–418.
7. Duane S.F., Weir E.K., Stewart R.M., Niewoehner D.E. Distal airway responses to changes in oxygen and carbon dioxide tensions. *Respiration physiology*. 1979; 38 (3): 303–311.
8. Thorsen E., Skogstad M., Reed J.W. Subacute effects of inspiratory resistive loading and head-out water immersion on pulmonary function. *Undersea & hyperbaric medicine*. 1999; 26 (3): 137.
9. Wilmshurst P.T., Crowther A., Nuri M., Webb-Peploe M.M. Cold-induced pulmonary oedema in scuba divers and swimmers and subsequent development of hypertension. *The Lancet*. 1989; 333 (8629): 62–65.
10. Kukes V.G., Marinin V.F., Reutskiy I.A., Sivkov S.I. *Vrachebnye metody diagnostiki: uchebnoe posobie* [Medical diagnostic methods: Manual]. Moscow: GEOTAR-Media; 2006. 300 (in Russian).
11. Tyurin. V.I. *Vnimanie, glubina* [Attention: depth]. Moscow: DOSAAF; 1974. 26 (in Russian).
12. Fothergill D.M., Sims J.R., Curley M.D. Neoprene Wet-Suit Hood Affects Low-Frequency Underwater Hearing Thresholds. *Aviation, Space and Environmental Medicine*. 2004; 75 (5): 397.
13. Korenbaum V.I., Tagil'tsev A.A., D'yachenko A.I., Kostiv A.E. Sravnenie kharakteristik akusticheskikh datchikov razlichnykh tipov pri registratsii dykhatel'nykh zvukov na poverkhnosti grudnoy kletki cheloveka [Comparison of various acoustic sensor characteristics when registering respiratory sounds from the human chest surface]. *Akusticheskiy zhurnal*. 2013; 59 (4): 530–538 (in Russian).
14. Donskoy D.M. Acoustic Emission Mechanism from Scuba Diving Equipment. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2007; 12 (5): 3086.
15. Donskoy D., Imas L., Yen T., Sedunov N., Tsionskiy M., Sedunov A. Turbulence-Induced Acoustic Emission of SCUBA Breathing Apparatus. *AIP Conference Proceedings*. 2008; 1022 (1): 95–98.
16. Rostig S., Kantelhardt J.W., Penzel T., Cassel W., Peter J.H., Vogelmeier C., Becker H.F., Jerrentrup A. Nonrandom variability of respiration during sleep in healthy humans. *Sleep*. 2005; 28 (4): 411.
17. Hnatkova K., Copie X., Staunton A., Malik M. Numeric processing of Lorenz plots of RR intervals from long-term ECGs. Comparison with time-domain measures of heart rate variability for risk stratification after myocardial infarction. *Journal of electrocardiology*. 1995; 28: 74.
18. Grishin O.V., Grishin V.G., Kovalenko Yu.V. Variabel'nost' legochnogo gazoobmena i dykhatel'nogo ritma [Variability of pulmonary gas exchange and respiratory rhythm]. *Fiziologiya cheloveka*. 2012; 38 (2): 87 (in Russian).