

УДК 612.2-612.22

ВАРИАБЕЛЬНОСТЬ ЛЕГОЧНОГО ГАЗООБМЕНА И ДЫХАТЕЛЬНОГО РИТМА

© 2012 г. О. В. Гришин¹, В. Г. Гришин², Ю. В. Коваленко¹

¹ Научно-исследовательский институт физиологии СО РАМН, Новосибирск

² Конструкторско-технологический институт вычислительной техники СО РАН, Новосибирск

Поступила в редакцию 26.09.2011 г.

Известно, что при спектральном анализе variability сердечного ритма и variability дыхания определяются медленноволновыми колебаниями (*VLF* – very low frequency), природу которых предположительно связывают с определенной ритмичностью энергетических процессов. При этом до сих пор остается неизвестно, к какому типу волновых процессов (хаотическому или регулярному) следует относить эту периодичность. В связи с этим целью настоящих исследований было изучить ритмичность легочного газообмена и variability дыхательного ритма и установить возможную между ними связь. Для анализа variability показателей внешнего дыхания в *VLF*-диапазоне у 10 здоровых людей проводили запись пневмограммы в течение 30 минут, а затем методом “*breath-by-breath*” в течение 30 минут регистрировали параметры легочного газообмена (V_e – легочной вентиляции, V_{O_2} – потребления кислорода, V_{CO_2} – выделения углекислого газа и других параметров). Спектральный анализ методом быстрого преобразования Фурье обнаружил две группы основных пиков: первый – в диапазоне 0.2–0.3 Гц (временной диапазон – 3–5 с), что полностью соответствует частоте дыхания, величина которой у обследованных варьировала от 12 до 20 в минуту; второй – в диапазоне 0.002–0.0075 Гц, что соответствует *VLF*-диапазону. Проведенные исследования позволяют сделать вывод об устойчивом характере выявленного волнового процесса. Наиболее вероятно, что медленноволновая динамическая периодичность параметров легочного газообмена относится к категории квазипериодических колебаний, которые отражают процесс синхронизации осцилляторов с несоизмеримыми частотами, когда доминирует двухчастотная периодичность. Если первый осциллятор представлен хеморецепторным механизмом регуляции внешнего дыхания, то природа второго осциллятора остается пока неясной. Учитывая тот факт, что V_{O_2} и V_{CO_2} являются функцией энергетического запроса, можно полагать, что именно энергетические процессы формируют другой (или другие) осцилляторы периодических процессов.

Ключевые слова: variability дыхательного ритма, легочный газообмен, *VLF*-диапазон, спектральный анализ.

Исследования последних лет указывают на то, что одним из фундаментальных свойств организма является функционирование систем в определенных ритмах, причем эти ритмы имеют собственную “ритмичную variability”. Очевидно, что в биоритмах организма отражается взаимосвязь механизмов регуляции его функциональных систем. Следовательно, анализ variability биоритмов дает возможность оценивать функциональное состояние системы в целом, особенно на этапах переходных состояний, когда происходят качественные изменения.

У человека в этом плане наиболее изучена variability сердечного ритма, точнее, variability временных интервалов между сердечными сокращениями (*RR*-интервалы). Спектральный анализ ритмограмм *RR*-интервалов на основе быстрого преобразования Фурье позволил установить существование волновой модуляции сердечного ритма. При этом убедительно показа-

но, что методы динамического анализа обработки биоэлектрических сигналов по снижению variability *RR*-интервалов и, соответственно, падению определенной мощности спектра позволяют диагностировать критическое состояние миокарда [1, 2]. Установлено также, что у человека можно выделить четыре группы основных волновых пиков [3]. К первому относят высокочастотный спектр (*HF*-диапазон – от 0.15 до 0.4 Гц), который соответствует частоте дыхания. Далее следуют низкочастотный (*LF* – от 0.04 до 0.15 Гц), очень низкочастотный (*VLF* – в диапазоне от 0.003 до 0.04 Гц) и ультранизкочастотный (*ULF* – в диапазоне от 0.0001 до 0.003 Гц) спектры. Принято считать, что *HF*-волны сопряжены с ритмом дыхания и меняются сообразно изменению частоты дыхания, хотя до сих пор нет единого мнения относительно физиологических механизмов этого явления [4]. В процессе исследования механизмов образования волн *HF* и *LF* была разрабо-

тана довольно стройная теория регуляции сердечного ритма, основанная на принципе управления по отклонению со стороны симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы [2, 5]. Подстройка механизмов контроля включает в себя мониторинг гемодинамических параметров, а также поддержание оптимальных режимов сердечной деятельности [6, 7]. Наименее изученными остаются механизмы формирования волн “очень низкочастотного” (*VLF* – *very low frequency*) спектра. На основе косвенных коррелятов имеется ряд гипотез, которые связывают феномен *VLF* с регуляторными ритмами гипоталамуса и эндокринной системы [2, 4], однако прямых доказательств существования “энергетического ритма” на уровне целостного организма пока нет. Кроме того, остается неизвестно, к какому типу волновых процессов (хаотическому или регулярному) следует относить эту периодичность.

В норме у здорового человека в состоянии относительного покоя регуляция энергетических процессов, скорее всего, происходит на основе принципов самоорганизации. Эти принципы, как правило, проявляются определенной ритмичной динамикой ряда “управляющих параметров” [8]. Внешнее дыхание и органы кровообращения являются системами, обеспечивающими тканевое дыхание, поэтому характер их функционирования будет определяться динамикой энергетического запроса. Если это предположение верно, то следует ожидать, что интенсивность легочного газообмена, напрямую отражающая скорость потребления кислорода и, соответственно, величину энергетического запроса, будет иметь медленноволновую структуру, соответствующую *VLF*-диапазону с временным интервалом в пределах от 100 до 300 секунд. Другим доказательством могло бы служить отражение подобной вариативности в паттерне дыхательного ритма. Однако до настоящего времени встречаются единичные работы, посвященные вариативности показателей спирометрии, в которых обнаружен медленноволновой характер параметров легочной вентиляции [9, 10]. При этом большинство исследователей считают, что в основе вариативности параметров внешнего дыхания лежит механизм оптимального поддержания *pH* и напряжения CO_2 в артериальной крови, а механизм подстройки вентиляции легких реализуется путем автоматического управления по принципу обратной связи на уровне центрального регулятора дыхания [10–12].

Вместе с этим остается открытым вопрос об энергетической природе медленно волновых процессов в организме. Надо сказать, что в своей практике проведения оксипирографических исследований мы всегда отмечали волнообразную динамику поглощения кислорода и, следова-

щую за ней, такую же волнообразную динамику скорости выделения CO_2 с периодичностью в пределах 2–4 минут, то есть в *VLF*-диапазоне, однако до появления в нашей лаборатории метаболога, позволяющего проведение длительных исследований в режиме “*breath-by-breath*”, мы не могли должным образом систематизировать эти наблюдения.

Изучение вариативности дыхательного ритма, в сочетании с динамикой легочного газообмена в диапазоне волн *VLF*-спектра с использованием методов спектрального анализа, фактически не проводилось. Очевидно, это связано с определенными методическими проблемами записи дыхания. В этом плане определенный интерес вызывает проведение спектрального анализа не только временных интервалов, но и вариативности измеряемой величины физиологических параметров, как это было выполнено в исследовании [13]. Такой подход мог бы учитывать всю палитру паттерна дыхания, включая его временные и функциональные характеристики. Все это позволило сформулировать цель настоящих исследований – изучить ритмичность легочного газообмена и вариативность дыхательного ритма и установить возможную между ними связь.

МЕТОДИКА

Для анализа вариативности показателей внешнего дыхания в *VLF*-диапазоне сначала проводили запись пневмограммы в течение 30 минут, а затем, без перерыва, в течение 30 минут регистрировали параметры легочного газообмена методом газоанализа “*breath-by-breath*”. В течение всего времени мониторинга испытуемым демонстрировали художественный фильм с нейтральным сюжетом. Исследования были проведены у 10 здоровых человек в возрасте от 19 до 52 лет, в первой половине дня в состоянии относительного покоя в положении сидя. Паттерн дыхания регистрировали методом пневмографии, отражающей динамику воздушного потока. В качестве датчика потока использовался термосенсор NTC 833 (производство HIGROSENS Instruments), заключенный в мундштук – формиратор потока.

Для записи пневмограмм и накопления данных динамики потока использовали соединенный с компьютером прибор “Пневмосет” (производство ООО ДСС, Россия) для определения воздушного потока. Мундштук с датчиком потока располагался у носового входа и фиксировался с помощью гарнитуры с наушниками (рис. 1).

Для записи и анализа пневмограммы использовалось программное обеспечение “Pneumonet Pro” (разработка ООО ДСС, Россия). Спектральный анализ пневмограмм производился с помо-

щью программного пакета “PowerGraph” v.3.3 (DISoft, Россия).

Спектры показателей пневмограммы (значения температуры воздуха у носового хода) строились методом быстрого преобразования Фурье (БПФ) с окном 65636 отсчетов и шириной спектральной полосы 0.003 Гц. Затем спектр нормировали по максимальной амплитуде первой гармоники, принятой за 100%. Анализу подвергалась область спектра в диапазоне частот 0.003–0.4 Гц (соответствует временным периодам от 5.55 минут до 2.5 секунды). По спектру определялась частота основной гармоники пневмограммы в области сверхнизких частот.

Регистрацию параметров легочного газообмена за каждый дыхательный цикл проводили на метаболографе Ultima PFX (США). Дыхание осуществлялось через лицевую маску. Спектральный анализ динамики значений измеряемого параметра был проведен по следующим показателям: $FetCO_2$ – концентрация углекислого газа в конечной порции выдоха; V_{CO_2} – выделение углекислого газа; V_{O_2} – потребление кислорода; V_e – минутный объем дыхания; V_t – дыхательный объем. Кроме того, проводился спектральный анализ вариабельности временных интервалов между дыхательными циклами ($T_{дц}$), являющихся обратной величиной частоты дыхания – f .

Для массивов данных вышеперечисленных показателей были построены частотные спектры с шириной спектральной полосы гармоники – 0.003 Гц, по которым определялся пик основной гармоники для каждого показателя. Вся область спектра была разделена на три части, которые соответствуют классификации в соответствии с международными стандартами [3]: VLF – 0.003–0.04 Гц соответствует временному периоду от 25 с до 5.5 мин, LF – 0.04–15 Гц соответствует временным периодам от 25 до 6.7 с, HF – 0.15–0.4 Гц соответствует временным периодам от 6.7 до 2.5 с. Методика спектрального анализа позволяла разложить полученные значения пневмограммы и данных “*breath-by-breath*” на составляющие ее волны, и количественно оценить вклад каждой из них. Для сравнения результатов спектрального анализа пневмограммы и легочного газообмена проводилась оценка площади графика под кривой спектрограммы в выделенных частотных диапазонах (VLF , LF , HF).

Учитывая объем выборки и отсутствие нормального распределения регистрируемых параметров, для сопоставления значений мощности спектров при статистическом анализе использовали U -критерий Манна–Уитни. Достоверными считались результаты при $p < 0.05$.

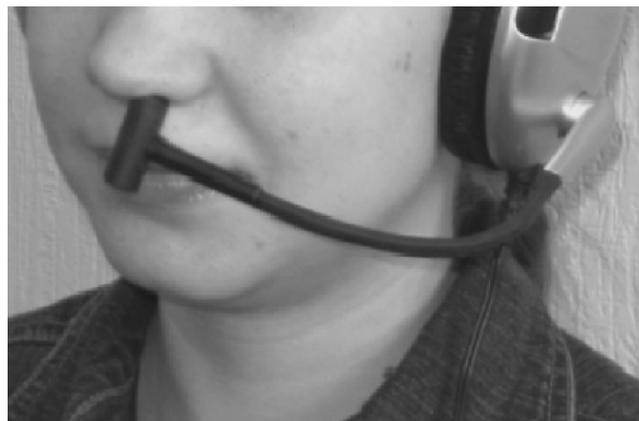


Рис. 1. Устройство для записи пневмограмм “Pneumosei”. Расположение и крепление воздухозаборной трубки для пневмографии.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Анализ показателей пневмографии. Анализ вариабельности скорости потока по 30-минутным пневмограммам методом БПФ на всех спектрах обнаружил две группы пиков (рис. 2). Первый (основной) – в диапазоне 0.2–0.3 Гц (временной диапазон – 3–5 с), что полностью соответствует частоте дыхания (f), величина которой у обследованных варьировала от 12 до 20 в минуту. Второй – в диапазоне 0.002–0.0075 Гц, что соответствует VLF -диапазону. Очевидно, что первый комплекс пиков обусловлен периодической динамикой, полностью зависящей от частоты дыхания. Комплекс малых пиков был обнаружен у всех 10 испытуемых и находился вне зоны частоты дыхания.

Два пика на спектре пневмограммы разделены “немой” зоной, в которой среднее значение мощности спектра не превышает 1% от мощности основной гармоники (на частоте дыхания). В то же время значение максимальной амплитуды в VLF -диапазоне, выраженное в процентах относительно максимальной амплитуды в HF -диапазоне, варьировало в пределах от 4.5 до 62%. Эти пики располагались в границах от 0.0023 до 0.0054 Гц. Таким образом, временной период обнаруженных циклов находился в пределах от 185 до 435 секунд. При этом среднее значение максимальной амплитуды в VLF -диапазоне составило $19.5 \pm 17.4\%$ основной гармоники, а средняя частота – $4.09 \pm 1.12 \text{ Гц} \times 10^{-3}$, что соответствует 4-минутному периоду.

Анализ показателей легочного газообмена. На первом этапе был проведен анализ вариабельности дыхания по показателю $T_{дц}$, который регистрировался при исследовании на метаболографе с использованием метода “*breath-by-breath*”. Такой анализ $T_{дц}$ аналогичен анализу вариабельно-

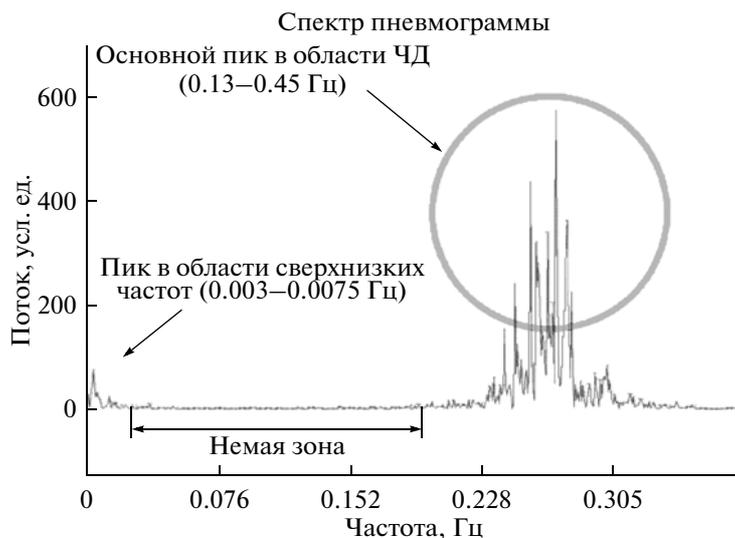


Рис. 2. Два пика на спектре пневмограммы, полученные при спектральном анализе методом быстрого преобразования Фурье. ЧД – частота дыхания.

сти сердечного ритма по RR -интервалам. Был обнаружен тот же феномен 2-й зоны низкоамплитудных спектров в VLF -диапазоне, достоверно отличающийся от достаточно продолжительной “немой” зоны, отделяющей ее от 1-й зоны высокоамплитудных спектров в HF -диапазоне, соответствующей частоте дыхания. Среднее значение частотного диапазона 2-й зоны, в которой располагались пиковые значения амплитуд, составило $5.16 \pm 1.73 \text{ Гц} \times 10^{-3}$. Таким образом, временное значение цикла по данным анализа $T_{\text{дц}}$ в среднем составляет около 3 минут. Несмотря на некоторое отличие от данных, полученных при пневмографии, статистическое сравнение (по U -критерию Манна–Уитни) достоверных различий по расположению пиковых значений не выявило.

На втором этапе был проведен анализ параметров легочного газообмена. На рис. 3 представлен короткий отрезок 30-минутной записи, где отражена динамика интенсивности поглощения кислорода (V_{O_2}) и скорости выделения углекис-

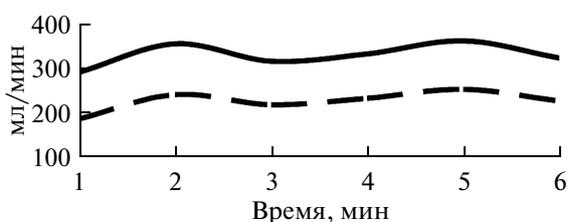


Рис. 3. Пример индивидуальной динамики потребления кислорода (V_{O_2} , сплошная линия) и выделения CO_2 (V_{CO_2} , пунктирная линия) у здорового мужчины 35 лет.

лого газа (V_{CO_2}) у одного из обследованных в течение 6 минут. Обращает на себя внимание определенная динамическая периодичность или вариабельность этих параметров, имеющая цикличность в пределах 3 минут, что соответствует VLF -диапазону. Для установления закономерного характера данной динамики, был проведен спектральный анализ вариабельности значений основных параметров легочного газообмена. По всем исследуемым параметрам ($F_{\text{et}CO_2}$, V_{O_2} , V_{CO_2} , V_e , V_f) были обнаружены области спектральных пиков в тех же диапазонах, которые определялись при спектральном анализе величины скорости потока по пневмограмме, а также величины $T_{\text{дц}}$ при исследовании на метабологе. Все эти зоны располагались в VLF -диапазоне.

В таблице представлены средние значения частотных характеристик пиковых значений проанализированных параметров. Это сопоставление позволяет оценить достоверность совпадения спектральных характеристик в медленноволновом диапазоне для всех исследованных параметров. Нетрудно заметить, что максимум пиков располагается фактически в одном диапазоне. Достоверное отличие (по U -критерию Манна–Уитни) было зарегистрировано только в парном сравнении вариабельности скорости потока по пневмограмме и вариабельности величины V_{O_2} .

На рис. 4 представлены средние значения мощности спектров в VLF -диапазоне на участке формирования этих амплитуд. Прямое сравнение мощности спектров между спектрами в данном случае невозможно из-за различия единиц измерения, отображенных по оси “ Y ”. Однако можно

оценить характер их распределения в *VLF*-диапазоне на участке от 0.75 до 39 Гц × 10⁻³. Обращает на себя внимание, что достоверные значения мощности спектров, отделяющие их от уровня шума “немой” зоны, для пневмографии располагаются на участке от 3 до 9 Гц × 10⁻³, а для параметра *V*_{O₂} — от 3 до 18 Гц × 10⁻³. Это соответствует временному циклу от 1.5 до 3.5 минут для пневмографии и временному циклу от 1 до 3.5 минут для *V*_{O₂}.

Таким образом, в результате анализа спектров скорости потока по пневмограмме и показателей легочного газообмена, которые были получены двумя разными методами исследования в течение 30-минутных интервалов, установлена ритмичная динамика газообменной функции внешнего дыхания в *VLF*-диапазоне с периодом колебаний в пределах от 1 до 3.5 минут. Проведенные исследования позволяют сделать вывод об устойчивом характере выявленного волнового процесса, который объединяется единым набором управляющих механизмов.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Рассмотрим уже предлагавшиеся объяснения вариабельности дыхательного ритма. Большинство исследований, посвященных этой проблеме,

Средние значения (*M* ± *SD*) частотных характеристик (Гц × 10⁻³) расположения пиковых значений для показателей легочного газообмена и пневмографии

Показатели легочного газообмена		Показатели пневмографии	
		<i>T</i> _{лц}	Скорость потока
<i>F</i> _{etCO₂}	6.24 ± 3.73	5.16 ± 1.73	4.09 ± 1.12
<i>V</i> _{CO₂}	5.65 ± 2.80		
<i>V</i> _{O₂}	6.53 ± 2.60*		
<i>V</i> _e	5.66 ± 2.76		
<i>V</i> _t	5.75 ± 2.98		

* — отличие между частотными характеристиками *V*_{O₂} показателей пневмографии достоверно, *p* < 0.05.

выполнены в рамках анализа вариабельности в высокочастотном диапазоне, который соответствует частоте дыхания. В 90-е годы относительно вариабельности респираторного паттерна (*respiratory pattern variability*), установленной как у экспериментальных животных, так и у человека, сформировалось мнение, что она является отра-

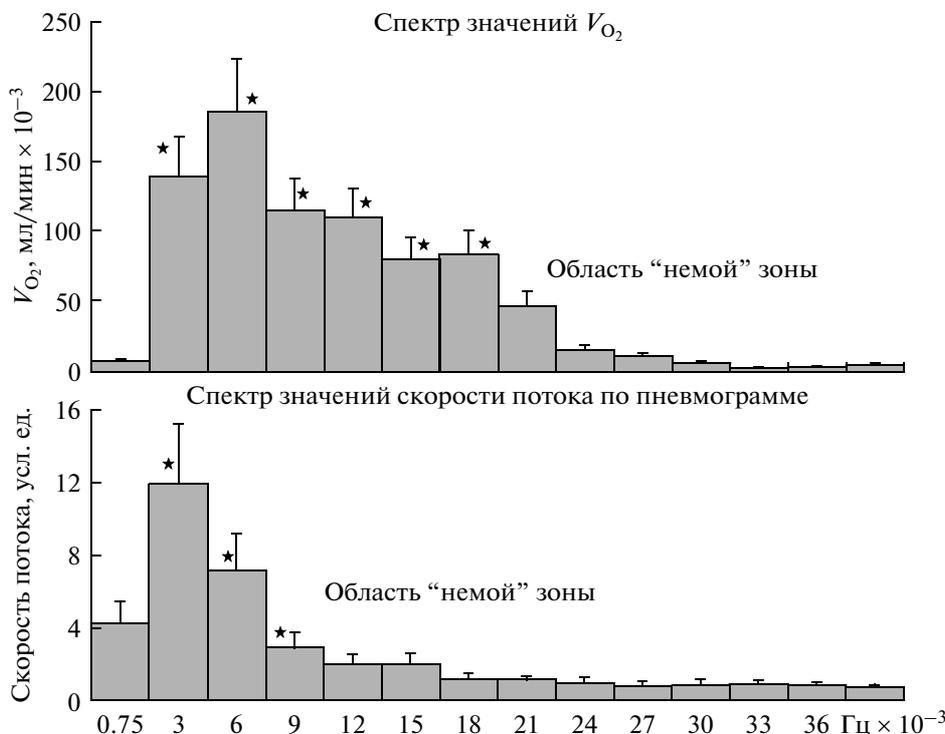


Рис. 4. Средние значения мощности спектров на участке *VFL*-диапазона для параметра *V*_{O₂}, который регистрировался в течение 30 минут методом “*breat-by-breath*”, и скоростью потока, который регистрировался в течение последующих 30 минут методом пневмографии.

Звездочки — отличие по мощности спектра от “немой” зоны достоверно, *p* < 0.05.

жением динамического взаимодействия хеморефлекторных и механорефлекторных механизмов обратной связи, регулирующих вентиляционную функцию внешнего дыхания [10, 14, 15]. В ряде работ, посвященных изучению вариабельности вентиляционной функции легких, которую оценивали по статистическим критериям хаоса, показано, что основным фактором, определяющим вариабельность, является хеморецепторная регуляция [16, 17]. Исследователи делают этот вывод на том основании, что у здоровых людей вариабельность увеличивалась в условиях искусственной гиперкапнии и снижалась при гипокапнии, а при дыхании с дополнительным сопротивлением (до 20 см. водн. ст.) — не изменялась.

Одним из первых, медленноволновую динамику вентиляционных параметров с периодом от 60 до 120 секунд обнаружили авторы работы [9] при исследовании дыхания во 2-й фазе сна. Спирограммы регистрировались у здоровых лиц в течение 60 минут с использованием метода “*breath-by-breath*”. Авторы полагали, что вариабельность дыхательного ритма может быть либо центрального происхождения, либо быть результатом так называемого “шума” в дыхательной цепи обратной связи химической регуляции. При этом наличие низкочастотных колебаний объясняли нестабильностью петли химической обратной связи. Иными словами, медленноволновые процессы авторы были склонны относить к проявлению “шумовых” эффектов хеморегуляторных механизмов. Однако уже в работе [18], в которой также изучали вариабельность дыхательного объема во сне, авторы пришли к выводу, что регуляция паттерна дыхания независимо от стадии сна подчиняется механизмам метаболического контроля и отличается от простого ритмогенеза.

Таким образом, возникает вопрос, чем обусловлена медленноволновая модуляция параметров легочного газообмена — “шумовыми” явлениями, возникающими в процессе взаимодействия механизмов хеморегуляции с механорегуляцией, или отражением некоторого другого, пока неизвестного механизма? Обнаруженные в наших исследованиях пики в медленноволновых диапазонах имеют ряд свойств, которые могут указывать на присутствие дополнительного механизма их формирования. Во-первых, наличие медленноволновых спектров во всех измеряемых параметрах при использовании принципиально разных методов исследования. Во-вторых, сохранение пиков при повторных исследованиях (каждое исследование проводилось дважды — 30 минут пневмография и затем 30 минут — исследование легочного газообмена). В-третьих, практически полное совпадение диапазонов спектральной активности медленноволнового диапазона для всех измеряемых показателей, независимо от метода исследования.

Исследователи современной теории нелинейных процессов считают, что подобные медленноволновые явления характерны для биологических объектов и относятся к категории квазипериодических колебаний [19], которые имеют в своем спектре две и более дискретных составляющих. Эти колебания отличаются от регулярных колебаний, к которым следует отнести частоту дыхания, формирующуюся хеморецепторным механизмом. Они также отличаются и от хаотических колебаний, наслаивающихся на регулярные. Хаотические колебания обусловлены случайными изменениями условий функционирования аппарата внешнего дыхания (изменение позы, положения тела и т.д.) и соответствующей подстройкой через механорецепторный и другие механизмы. Это можно оценить статистическими методами, например, по коэффициенту вариации или путем расчета математических характеристик хаоса [16, 17].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Наиболее вероятно, что медленноволновая динамическая периодичность параметров легочного газообмена отражает процесс синхронизации осцилляторов с несоизмеримыми частотами, когда доминирует двухчастотная периодичность. Если первый осциллятор представлен хеморецепторным механизмом регуляции внешнего дыхания, то природа второго осциллятора остается пока неясной. Учитывая тот факт, что скорость потребления кислорода и выделения CO₂ являются функцией энергетического запроса, можно полагать, что именно энергетические процессы формируют другой (или другие) осцилляторы периодических процессов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Sayers B.* Analysis hart rate variability // *Ergonomics*. 1973. V. 16. № 1. P. 17.
2. *Флейшман А.Н.* Вариабельность ритма сердца и медленные колебания гемодинамики. Нелинейные феномены в клинической практике. Новосибирск: Из-во СО РАН, 2009. С. 194.
3. Рабочая группа Европейского кардиологического общества и Северо-Американского общества стимуляции и электрофизиологии. Вариабельность сердечного ритма. Стандарты измерения, физиологической интерпретации и клинического использования // *Вестник аритмологии*. 1999. № 11. С. 53.
4. *Чуян Е.Н., Бирюкова Е.А., Раваева М.Ю.* Физиологические механизмы вариабельности сердечного ритма // *Физика живого*. 2008. Т. 16. № 1. С. 91.
5. *Баевский Р.М., Кириллов О.И., Клецкин С.З.* Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. М.: Наука, 1984. С. 221.

6. *Akselrod S., Gordon D., Madwed J.B. et al.* Hemodynamic regulation: investigation by spectral analysis // *Am. J. Physiol.* 1985. V. 249. P. H867.
7. *Saul J.P., Rea R.F., Eckberg D.L. et al.* Heart rate and muscle sympathetic nerve variability during reflex changes of autonomic activity // *Am. J. Physiol.* 1990. V. 258. P. H713.
8. *Хакен Г.* Принципы работы головного мозга. Москва: Springer, 2001. С. 41.
9. *Modarreszadeh M., Bruce E.N., Gothe B.* Nonrandom variability in respiratory cycle parameters of humans during stage 2 sleep // *J. Appl. Physiol.* 1990. V. 69. P. 630.
10. *Bruce E.N.* Temporal variations in the pattern of breathing // *J. Appl. Physiol.* 1996. V. 80. P. 1079.
11. *BuSha B.F., Stella M.H.* State and chemical drive modulate respiratory variability // *J. Appl. Physiol.* 2002. V. 93. P. 685.
12. *Vlemincx E., Taelman J., De Peuter S. et al.* Sigh rate and respiratory variability during mental load and sustained attention // *Psychophysiology.* 2011. V. 48. P. 117.
13. *Caminal P., Domingo I.L., Giraldo I.B.F. et al.* Variability analysis of the respiratory volume based on non-linear prediction methods // *Med. Biol. Eng. Comput.* 2004. V. 42. P. 86.
14. *Van den Aardweg J.G., Karemaker J.M.* Influence of chemoreflexes on respiratory variability in healthy subjects // *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2002. V. 165. № 8. P. 1041.
15. *Emeriaud G., Bacconnier P., Eberhard A. et al.* Variability of end-expiratory lung volume in premature infants // *Neonatology.* 2010. V. 98. № 4. P. 321.
16. *Fiamma M.N., Straus C., Thibault S. et al.* Effects of hypercapnia and hypocapnia on ventilatory variability and the chaotic dynamics of ventilatory flow in humans // *Am. J. Physiol. Regul. Integr. Comp. Physiol.* 2007. V. 292. P. R1985.
17. *Samara Z., Raux M., Fiamma M.N. et al.* Effects of inspiratory loading on the chaotic dynamics of ventilatory flow in humans // *Respir. Physiol. Neurobiol.* 2009. V. 165. № 1. P. 82.
18. *Rostig S., Kantelhardt J.W., Penzel T. et al.* Nonrandom variability of respiration during sleep in healthy humans // *Sleep.* 2005. V. 28. № 4. P. 411.
19. *Маїстров А.И.* Исследование качества оценок спектральных показателей variabilityности сердечного ритма для различных аппроксимаций ритмокардиограмм // Информатика и системы управления. 2009. № 4. С. 98.

The Variability of Respiratory Pattern and Gas Exchange

O. V. Grishin, V. G. Grishin, J. V. Kovalenko

It is known, that spectral analysis of heart rate and respiratory variability allows to find out the very low frequency (*VLF*) rhythm. However it is not known, it is necessary to carry this rhythm to what type of wave processes. The purpose of the present researches was to study the respiratory variability and the variability of gas exchange parameters. 10 healthy subjects have been surveyed. The pneumogramms within 30 minutes spent record, and then a method “breath-by-breath” within 30 minutes registered gas exchange parameters (\dot{V}_E – lung ventilation, V_{O_2} – O_2 consumption and other parameters). Fast Fourier transform method has found out two groups of the basic peaks. The first – in a range 0.2–0.3 Hz (a time cycle – 3–5 s), that corresponds respiratory frequency which size at subjects varied from 12 to 20 per minute. The second – in a range 0.002–0.0075 Hz, that corresponds *VLF* diapason (a time cycle – 1–3.5 minutes). At the analysis pneumogramms rhythms in the same ranges have been established. The carried out researches allow to draw a conclusion on steady character of wave process in a *VLF*-range. It can be carried to quasi-periodic oscillations type. First oscillator or respiratory frequency it is formed by means of mechanisms of chemoreception. Considering, that V_{O_2} and V_{CO_2} are function energy exchange, it is possible to believe, what exactly energy demand define the second oscillator.

Keywords: respiratory variability, lung gas exchange, *VLF*-diapason.