

ТЮРИНА М. Й.¹, КРАСНИКОВ Г. В.¹,
ТАНКАНАГ А. В.², ПИСКУНОВА Г. М.¹,
ЧЕМЕРИС Н. К.^{1,2}

Формирование респираторнозависимых колебаний скорости кровотока в микроциркуляторном русле кожи человека в условиях контролируемого дыхания

¹ Тульский государственный педагогический университет им. Л. Н. Толстого

² Институт биофизики клетки РАН, Пущино

e-mail: physiology@tspu.tula.ru, nkc@inbox.ru

Реферат

Методом лазерной доплеровской флоуметрии исследованы респираторнозависимые осцилляции кровотока в системе микроциркуляции кожи человека при контролируемом по глубине (40 % от максимального вдоха) и частоте (0,25; 0,16; 0,10; 0,07; 0,05; 0,03 Гц) дыхании. На основе анализа амплитудно-частотных характеристик исходных сигналов на базе непрерывного адаптивного вейвлет-преобразования показаны частотно-зависимые особенности формирования респираторнозависимых компонентов спектров флоуграм. Полученные результаты объясняются с позиции резонансноподобных механизмов при совпадении частоты контролируемого дыхания и собственных колебаний скорости кровотока в системе микроциркуляции в диапазоне нейрогенной и миогенной активности.

Ключевые слова: микроциркуляция, лазерная доплеровская флоуметрия, респираторнозависимые колебания кровотока, резонанс, вейвлет-анализ.

Tyurina M. Y.¹, Krasnikov G. V.¹, Tankanag A. V.²,
Piskunova G. M.¹, Chemeris N. K.^{1,2}

Formation of the respiratory-associated blood flow oscillations in the microvascular bed of the human skin under controlled breath conditions

¹ Tula State Pedagogical University, Tula

² Institute of Cell Biophysics of the Russian Acad. Sci., Pushchino

e-mail: physiology@tspu.tula.ru, nkc@inbox.ru

Abstract

The respiratory-dependent blood flow oscillations in the human skin microvascular bed under breathing with the control of deep (40 % from maximal inspiration) and frequencies (0,25; 0,16; 0,1; 0,07; 0,05 and 0,03 Hz) have been studied using laser Doppler technique. The frequency-dependent features of respiratory-associated spectral component formation have been shown using adaptive wavelet analysis of frequency-amplitude characteristics of laser Doppler recordings. The results obtained have been explained from the position of the resonant-like mechanisms when the frequencies of controlled breath and self-induced peripheral blood flow oscillations coincide in the frequency ranges of neurogenous and myogenous activities.

Keywords: microcirculation, laser Doppler flowmetry, respiratory-associated blood flow oscillations, resonance, wavelet analysis.

Введение

Исследование механизмов взаимодействия ритмических процессов на уровне сердечно-сосудистой системы остается актуальным и в настоящее время, несмотря на то, что работы в этом направлении ведутся многие десятилетия. Одним из важных аспектов этой проблематики является функциональное взаимодействие сердечно-сосудистой и дыхательной систем, которое также неоднократно становилось предметом физиологических исследований. Не-

обходимость оптимального сопряжения процессов легочного газообмена и системы транспорта газов — кровеносной системы — реализуется наличием обратных связей и механизмов обоюдного контроля сердечного ритма. В настоящее время накоплена значительная информация о влиянии ритмических характеристик дыхания на проявления тонических и фазных сдвигов в сердечном ритме и центральной гемодинамике [2, 8–10, 14, 17].

ОРИГИНАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

Респираторносвязанные осцилляции кровотока известны и на уровне системы микроциркуляции [1, 4, 5, 11, 12]. В микроциркуляторное русло кожи дыхательные осцилляции проникают со стороны веноулярного звена и в основном регистрируются в венах [4, 5]. Формирование указанных колебаний в системе микроциркуляции кожи человека обусловлено, по меньшей мере, двумя механизмами: во-первых, за счет механической трансмиссии респираторной динамики внутригрудного давления, опосредуемой венозной системой (присасывающее действие грудной клетки с ростом кровенаполнения вен на вдохе) [3–5], а во-вторых, посредством центрального вегетативного взаимодействия сердечно-сосудистого и дыхательного центров.

В первом случае указанный механизм носит пассивный гидростатический характер, т. е. респираторнозависимые колебания реализуются за счет распространения волны давления, не затрагивая собственные активные механизмы регуляции сосудистого тонуса. Во втором случае респираторно-зависимые осцилляции кровотока формируют активные вазоконстрикторные механизмы нейрогенной природы, одним из которых является известный инспираторный вазомоторный рефлекс (в англоязычной литературе «IGR» — *inspiratory gasp response*), который проявляется в кратковременном снижении перфузии ткани кровью в ответ на резкий глубокий вдох (гасп). Инспираторный вазомоторный рефлекс реализуется через симпатическую периферическую иннервацию [11, 12]. Однако соотношение указанных механизмов в формировании респираторнозависимых колебаний скорости кровотока и их физиологическое значение в микроциркуляторном русле *in vivo* у человека до сих пор не ясны.

Ранее в условиях контролируемого по частоте дыхания нами показано, что респираторнозависимые колебания скорости кровотока кожи предплечья могут реализоваться в широком диапазоне частот (от 0,16 до 0,03 Гц) [1]. Амплитуда указанных колебаний существенным образом зависит от частоты дыхательного ритма, что позволяет предположить резонансно-подобный механизм формирования респираторнозависимых колебаний скорости кровотока в микроциркуляторном русле кожи человека. Однако для корректного исследования резонансного отклика любой системы, в том числе и системы микроциркуляции крови, необходимо воздействовать на нее тестирующим монохромным сигналом, максимально приближенным к синусоидальному. Исходя из этого, цель данной работы — исследование частотно-зависимых особенностей формирования дыхательных осцилляций кровотока в системе микроциркуляции кожи человека в условиях контролируемой частоты дыхания, глубины и приближенной к

синусоидальной форме динамики экскурсии грудной клетки в зонах с различной степенью выраженности симпатической иннервации.

Материал и методы исследования

В исследовании принимали участие 29 нормотензивных некурящих девушек-студенток 18–25 лет нормального телосложения без патологий сердечно-сосудистой и дыхательной систем. Усредненные антропометрические и физиологические параметры участников представлены в таблице. Измерения проводили в изолированном помещении при температуре 20–24 °С после предварительного 5-минутного периода адаптации. Во время проведения эксперимента испытуемые находились в положении сидя. Испытуемые воздерживались от приема вазоактивных препаратов, алкогольных и кофеиносодержащих напитков по меньшей мере за 4 часа до исследования. Все испытуемые давали добровольное согласие на участие в эксперименте на основе полной информированности о методе и ходе проведения процедуры. Исследование проведено в марте-апреле 2010 г.

Регистрацию дыхательных экскурсий (пневмографию) осуществляли при помощи ленточного потенциометрического датчика, закрепленного на грудной клетке испытуемых (в исследуемую группу отбирались испытуемые с преимущественно грудным типом дыхания). Частота дискретизации пневмограммы составляла 10 Гц. Для каждого испытуемого регистрировали 7 последовательных 5-минутных записей: одна — при естественном и шесть — при контролируемом дыхании с разной частотой. Между записями испытуемый в течение 2–3 минут тренировался и настраивался на каждый из режимов контролируемого дыхания. Частота, глубина и форма кривой временного хода экскурсий грудной клетки в условиях контролируемого дыхания формировались каждым из участников исследования путем визуального совмещения кривой с грудного пневмографического датчика и эталонной синусоидальной кривой на экране монитора персонального компьютера (рис. 1). Таким образом, дыхание контролировалось по частоте, глубине и форме динамики экскурсии грудной клетки.

Частоты контролируемого дыхательного ритма соответствовали 0,25 Гц (15 раз/мин), 0,16 Гц (≈ 10 раз/мин), 0,1 Гц (6 раз/мин), 0,07 Гц (≈ 4 раз/мин), 0,05 Гц (3 раз/мин) и 0,03 Гц (≈ 2 раз/мин). Указанные значения частоты дыхательного ритма выбирались исходя из равномерности их распределения в логарифмическом масштабе.

Глубина дыхания была фиксированной и подбиралась в предварительных экспериментах, исходя из условий относительного комфорта испытуемых во всех указанных режимах дыхания и, соответственно,

Характеристики группы испытуемых ($M \pm \sigma$; $n=29$)

Таблица 1

возраст, лет	рост, см	вес, кг	СД мм рт. ст.	ДД мм рт. ст.	ЧСС, уд/мин	ЖЕЛ, л
19,2 \pm 1,7	165,6 \pm 3,9	57,7 \pm 9,4	116,7 \pm 10,7	69,1 \pm 5,4	71,1 \pm 8,6	3,47 \pm 0,57

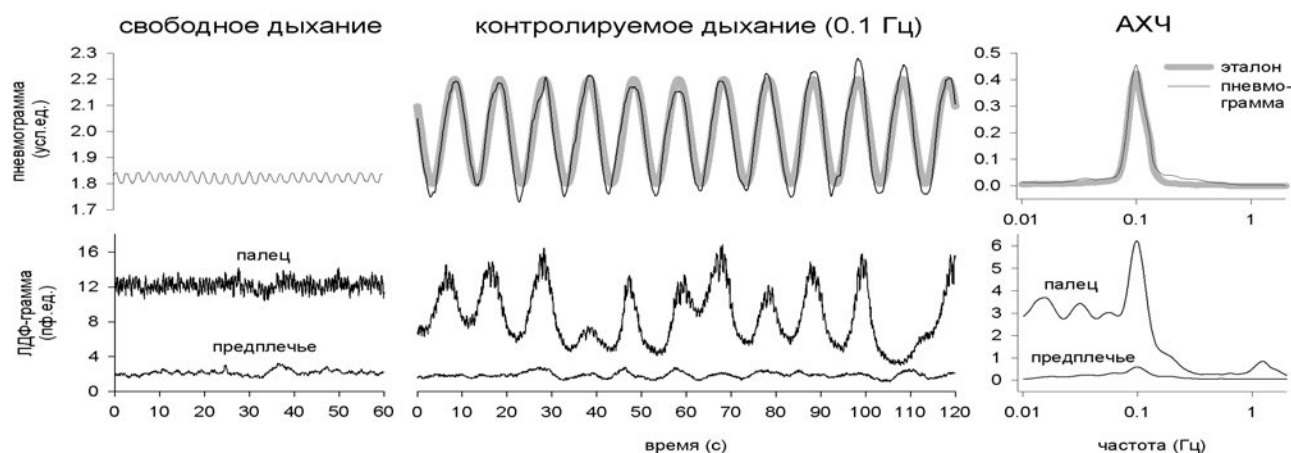


Рис. 1. Фрагменты оригинальных записей пневмограммы и ЛДФ-грамм, зарегистрированных в коже пальца и предплечья в режиме свободного и контролируемого дыхания. Для контролируемого дыхания представлена эталонная кривая, задающая профиль дыхания с частотой 0,1 Гц и амплитудно-частотные спектры (АЧХ) сигналов

возможности поддерживать заданные параметры дыхания на протяжении 5 минут. В условиях наших экспериментов она составила 40 % от величины индивидуального максимума экскурсии грудной клетки, полученного при выполнении процедуры оценки жизненной емкости легких. Указанные требования эксперимента успешно выполнялись большинством испытуемых. Участники, которые испытывали трудности в контроле заданных режимов дыхания или отмечали симптомы ухудшения самочувствия, немедленно прекращали исследование на любом из его этапов.

Исследование осцилляций кожного кровотока проводили методом лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ), используя двухканальный лазерный анализатор кожного кровотока ЛАКК-02 (НПП «ЛАЗМА», Россия) с двумя идентичными каналами (длина волны — 0,63 мкм, мощность излучения — 0,5 мВт). Синхронно с пневмограммой регистрировали показатель микроциркуляции (ПМ), характеризующий степень перфузии ткани кровью. ПМ измеряется в условных (перфузионных) единицах (пф. ед.). Частота дискретизации лазерной доплеровской флоуграммы (ЛДФ-граммы) составляла 16 Гц. Регистрацию ПМ осуществляли в коже ладонной поверхности дистальной фаланги II пальца левой кисти (зона, богатая артериоло-венулярными анастомозами) и в коже наружной поверхности левого предплечья вблизи лучезапястного сустава (зона, бедная артериоло-венулярными анастомозами). Полученные сигналы анализировали на основе амплитудно-частотных характеристик (спектров) на базе алгоритмов, реализующих непрерывное адаптивное вейвлет-преобразование [6, 15, 16].

В качестве анализирующей функции использован вейвлет Морле. При анализе достоверности различий использовали параметрический вариант однофакторного дисперсионного анализа для повторных измерений (RM ANOVA). Достоверность различий принималась на уровне $p < 0,05$. Статистический ана-

лиз выполнялся при помощи пакета SigmaPlot 11.0 (Systat Software, Inc., 2008).

Результаты исследования и их обсуждение

Анализ параметров респираторнозависимых осцилляций кровотока в системе микроциркуляции кожи проводили в зонах с различными доминирующими механизмами регуляции сосудистого тонуса: в коже ладонной поверхности дистальной фаланги II пальца левой кисти — зоне, богатой артериоло-венулярными анастомозами и имеющей выраженную адренергическую иннервацию, и в коже наружной поверхности левого предплечья, характеризующейся малым числом анастомозов и демонстрирующей преимущественно нутритивный кровоток [5]. Параметры кровотока в указанных областях исходно (при свободном дыхании) существенно различались (рис. 1; 2). Достоверные различия наблюдались для базового уровня кровотока (среднее значение ПМ составляло $22,26 \pm 8,15$ и $2,14 \pm 0,69$ пф. ед. для пальца и предплечья соответственно) и абсолютного значения вариабельности (среднее квадратическое отклонение — $1,63 \pm 0,62$ и $0,39 \pm 0,31$ пф. ед. для пальца и предплечья соответственно). Относительная вариабельность кровотока (коэффициент вариации) в коже предплечья, напротив, была достоверно выше соответствующего значения для кожи пальца ($17,17 \pm 8,36$ и $9,44 \pm 8,12$ %, соответственно). Форма усредненного по всем испытуемым амплитудно-частотного распределения колебаний скорости кровотока в коже пальца и предплечья характеризуется хорошо выраженным узким пиком на частоте сердечного ритма и широким пиком, перекрывающим области частот от 0,15 до 0,01 Гц, колебания скорости кровотока в этом диапазоне частот формируются регуляторными процессами с участием миогенной, нейрогенной и эндотелиальной активности. Обращает на себя внимание отсутствие выраженного пика в области частот дыхательного ритма. Амплитудно-частотный анализ пневмограммы в условиях свободного дыхания по-

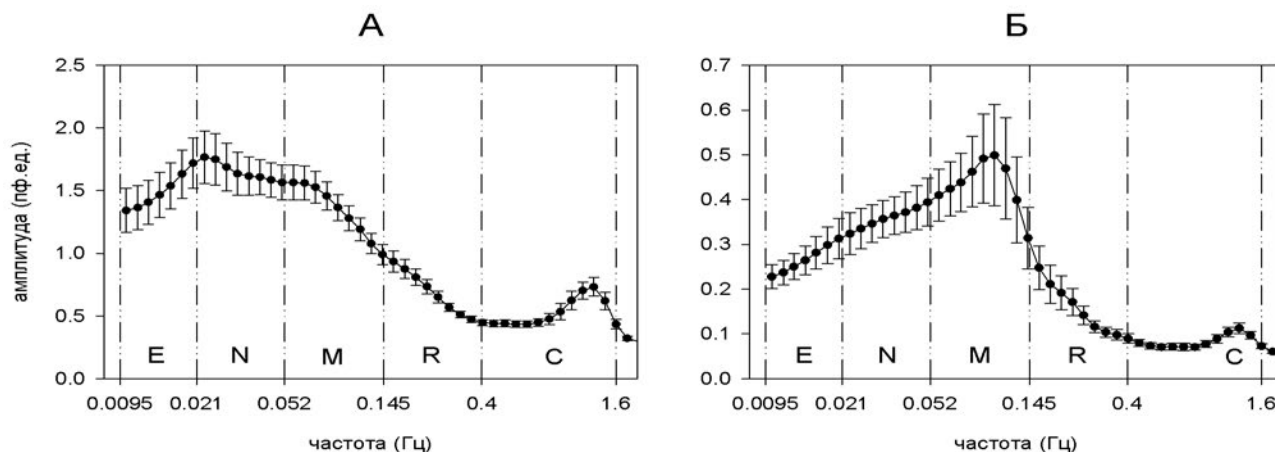


Рис. 2. Усредненные амплитудно-частотные характеристики ЛДФ-грамм кровотока кожи пальца (а) и предплечья (б) при свободном дыхании ($M \pm m$; $n=29$). Указаны границы традиционно анализируемых физиологических частотных диапазонов: Е — эндотелийзависимые колебания; N — нейрогенная активность; М — собственная миогенная активность; R — респираторнозависимые колебания; С — пульсовые колебания [13]. Здесь и далее: шкала частоты представлена в логарифмическом масштабе

казывает хорошо выраженный пик с центральной частотой около 0,25 Гц и амплитудой от 5 до 15 % от величины, регистрируемой при максимальной величине вдоха. Амплитудно-частотные спектры колебаний скорости кровотока характеризуются выраженной региональной спецификой. Прежде всего, обращает на себя внимание тот факт, что во всех частотных диапазонах амплитуда колебаний скорости кровотока на подушечке пальца в 3–5 раз превышает таковую, регистрируемую в коже предплечья. Кроме того, максимальная амплитуда колебаний скорости кровотока на подушечке пальца наблюдается в области диапазонов частот эндотелиальной и нейрогенной активности, а максимальная амплитуда колебаний в коже предплечья в диапазоне миогенной активности.

В экспериментах с управляемым дыханием значения пиковой частоты на спектрах пневмограмм с высокой точностью соответствуют частоте эталонного сигнала для всех используемых режимов дыхания. Амплитуда контролируемого дыхания во всех режимах достаточно точно соответствуют заданному уровню (≈ 40 % от индивидуального максимума), за исключением частоты 0,25 Гц (рис. 3), где значение амплитуды немного ниже и составляет около 35 %. Этот факт можно объяснить тем, что в данном режиме девушки испытывали наибольшие трудности с контролем дыхания из-за сочетания большой глубины и относительно высокой частоты дыхания. Однако данное обстоятельство, по нашему мнению, не имеет решающего значения и не влияет на трактовку результатов. Спектры сигналов имеют форму колокола с единственным пиком на частоте задаваемого ритма, что свидетельствует о том, что испытуемые достаточно хорошо отслеживали все параметры задаваемого профиля дыхания синусоидальной формы.

Для всех используемых режимов контролируемого дыхания на спектрах сигналов кровотока кожи пальца и предплечья отчетливо выражены компоненты, совпадающие с основной частотой на спектрах

пневмограмм и соответствующие заданной частоте дыхания (рис. 3), что дает основание считать их респираторнообусловленными. Амплитуда респираторнозависимых колебаний существенным образом зависит от частоты дыхания, причем зависимость имеет нелинейный характер (рис. 4 а, б). Во всем диапазоне частот контролируемого дыхания от 0,25 до 0,03 Гц с глубиной дыхания, равной 40 % от максимального вдоха, амплитуда колебаний скорости кровотока в коже пальца и предплечья достоверно превышает амплитуду колебаний скорости кровотока в условиях естественного дыхания, рассчитанную для тех же частот, что и в условиях контролируемого дыхания. В коже пальца и предплечья наблюдается колоколообразный характер нарастания амплитуды в зависимости от частоты дыхательного ритма. Однако частота дыхательного ритма, соответствующая максимальной амплитуде респираторнозависимых колебаний, имеет локальную специфику. Для кровотока кожи пальца максимум соответствовал частоте в области 0,05–0,07 Гц, в то время как для кровотока кожи предплечья — частоте 0,10 Гц.

Значимо большая (в 2–5 раз) по сравнению с естественным дыханием амплитуда респираторно-связанных колебаний скорости кожного кровотока в условиях контролируемого дыхания, в первую очередь, очевидно, обусловлена большей глубиной контролируемого дыхания. Как уже указывалось, нами была использована величина глубины дыхания, соответствующая 40 % от индивидуального максимума, в то время как глубина естественного дыхания в покое, по нашим данным, варьирует в пределах 5–15 % от максимума. Увеличение глубины дыхания, по-видимому, ведет к увеличению присасывающей силы грудного насоса и, соответственно, к появлению выраженной дыхательной волны. Однако в нашем исследовании глубина дыхания строго контролировалась и была фиксированной для всех используемых частот дыхательного ритма, в связи с чем продемонстрированные особенности динамики амплитуды респираторно-связанных колебаний можно

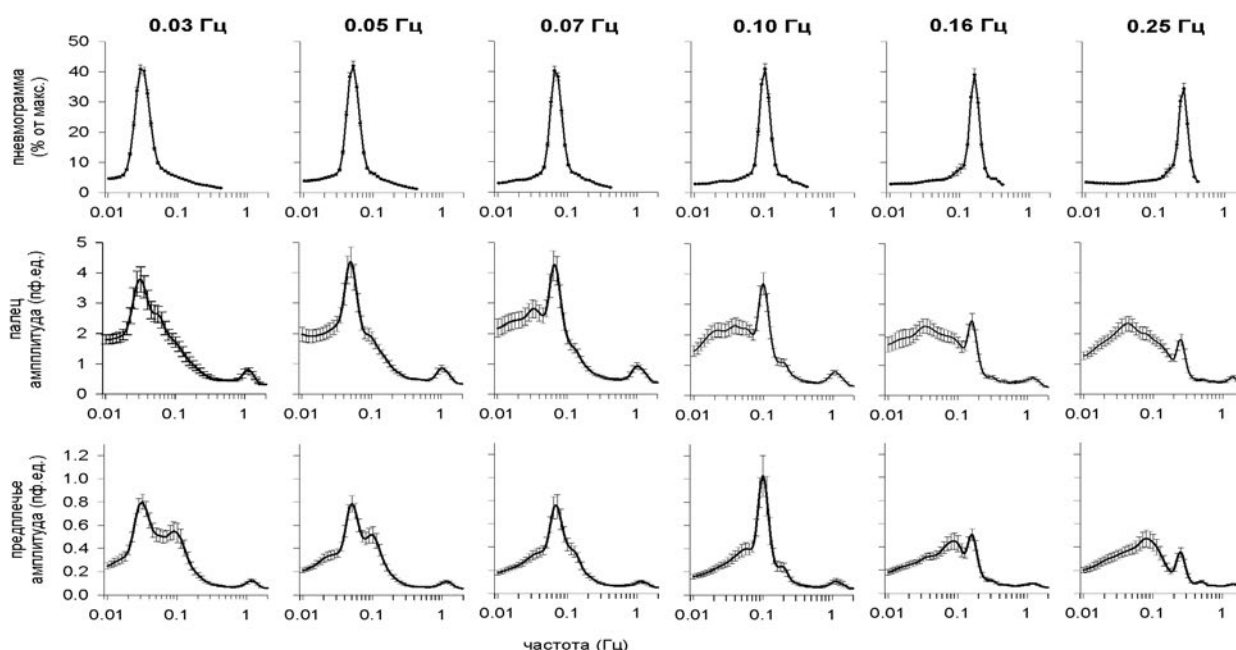


Рис. 3. Усредненные амплитудно-частотные характеристики пневмограмм и ЛДФ-грамм кровотока кожи пальца и предплечья при контролируемом дыхании с указанными частотами дыхательного ритма ($M \pm m$; $n=29$)

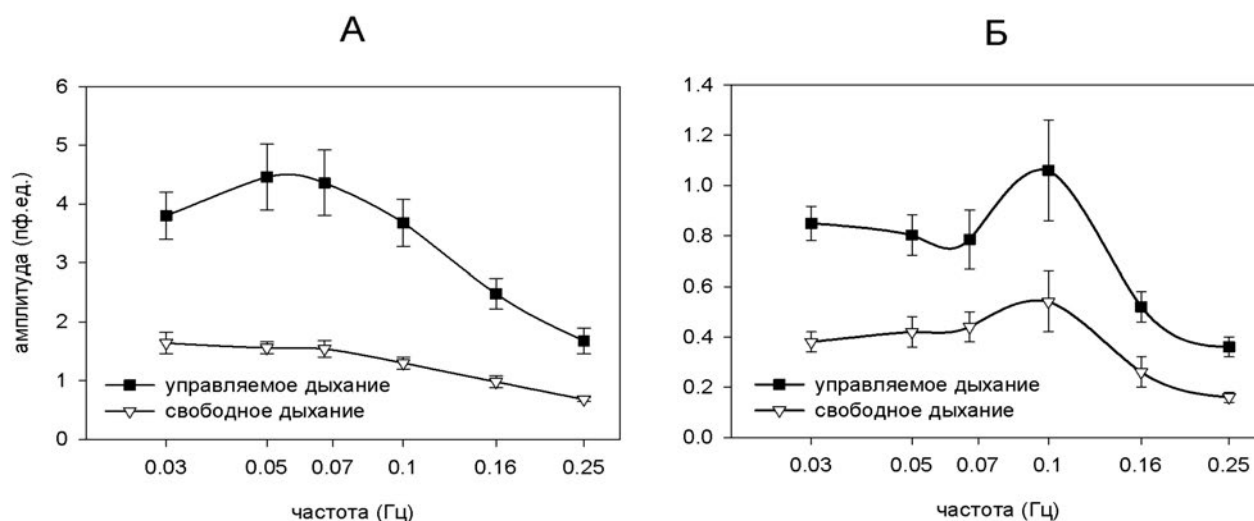


Рис. 4. Максимальные амплитуды респираторно-связанных колебаний скорости кровотока кожи пальца (А) и предплечья (Б) в зависимости от частоты контролируемого дыхания ($M \pm m$; $n=29$). Для сравнения представлены амплитуды колебаний в условиях свободного дыхания на частотах, соответствующих частотам контролируемого дыхания

с уверенностью трактовать как частотно-зависимый феномен. Существенных изменений в спектрах на частотах, не совпадающих с дыхательным ритмом, не выявлено.

С учетом вышесказанного, мы предполагаем, что преимущественным механизмом формирования дыхательной волны в наших условиях в обоих исследованных участках кожи являются пассивные факторы гидродинамической природы — распространение волны давления вследствие присасывающего действия грудного насоса. Данная гипотеза позволяет объяснить возможность реализации респираторных колебаний скорости кровотока в широком диапазоне частот дыхательного ритма и отсутствие изменений в

спектрах на частотах, непосредственно не связанных с дыханием.

Показанный характер зависимости амплитуды дыхательных осцилляций от частоты управляемого дыхания позволяет предположить резонансный механизм взаимодействия. Выявленные особенности реакции, по нашему мнению, обусловлены резонансным усилением амплитуды осцилляций при совпадении частоты «внешних» респираторно-зависимых осцилляций, пассивно распространяющихся продольно по оси сосудов в виде волны давления и частоты «системных» спонтанных колебаний скорости периферического кровотока, формирующихся как поперечные колебания вследствие ритмических

ОРИГИНАЛЬНЫЕ СТАТЬИ

сокращений гладкомышечных клеток стенки сосудов. Резонансной частотой, по-видимому, является частота доминирующих колебаний в системе микроциркуляции, а она, в свою очередь, определяется региональными особенностями регуляции. В нашем случае для кровотока кожи пальца таковой является частота осцилляций кровотока нейрогенной природы в диапазоне 0,05–0,07 Гц, а для кожи предплечья — частота в области 0,1 Гц, т. е. частота спонтанных вазомоций (собственная миогенная активность).

Как уже говорилось, глубокое резкое дыхание (гасп) может вызывать рефлекторную вазоконстрикторную реакцию, что в особенности характерно для кровотока кожи акральных зон конечностей [3, 4, 7, 11–13]. В этой связи вопрос о вкладе симпатико-обусловленного механизма формирования дыхательных колебаний в условиях наших экспериментов остается открытым. Для нивелирования указанных эффектов в качестве задаваемого профиля формы динамики экскурсии грудной клетки нами была выбрана синусоида, обеспечивающая плавность смены фаз вдоха-выдоха. В нескольких случаях при регистрации кровотока в коже пальца нами отмечено появление эпизодов выраженной вазоконстрикторной реакции. Однако эти эпизоды носили индивидуальный, случайный характер и не обнаружили явной связи с определенной частотой дыхательного ритма. С другой стороны, как систематическое влияние указанной вазоконстрикторной реакции можно трактовать выявленные нами достоверные изменения базового уровня ПМ для кровотока кожи пальца. При частоте дыхания 0,25 Гц наблюдалась тенденция к снижению

усредненного значения ПМ по сравнению с уровнем свободного дыхания с достоверным минимумом при частоте дыхательного ритма 0,16 Гц ($16,80 \pm 8,18$ и $22,26 \pm 8,15$ пф. ед. соответственно). Далее, со снижением частоты дыхания величина ПМ, напротив, плавно возрастала и для частоты дыхания 0,05 и 0,03 Гц вновь достоверно соответствовала уровню ПМ при свободном дыхании. В этой связи респираторнозависимые колебания скорости кровотока кожи пальца при частоте дыхания 0,16 Гц можно в определенной степени считать и симпатикообусловленными.

Таким образом, в рамках исследования физиологических эффектов управляемого дыхания на уровне системы микроциркуляции кожи человека показана возможность формирования респираторнозависимых колебаний скорости кровотока в широком диапазоне частот дыхательного ритма — от 0,03 до 0,25 Гц. В качестве преимущественного механизма формирования дыхательных осцилляций кровотока в коже пальца и предплечья предложена пассивная трансмиссия градиента венозного давления вследствие присасывающего действия грудной клетки. Взаимосвязь между амплитудой респираторнозависимых колебаний и частотой контролируемого дыхания обусловлена резонансным взаимодействием внешних дыхательных колебаний и собственных осцилляций кровотока в диапазонах доминирующих колебаний миогенной и нейрогенной природы, обусловленных региональными особенностями регуляции кровотока.

Работа поддержана грантом РФФИ № 09-04-00902.

Литература

1. Кирилина, Т. В. Респираторно-зависимые колебания кровотока в системе микроциркуляции кожи человека / Т. В. Кирилина [и др.] // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. — 2009. — № 2 (30). — С. 58–62.
2. Киселев, А. Р. Изучение природы периодических колебаний сердечного ритма на основе проб с управляемым дыханием / А. Р. Киселев [и др.] // Физиология человека. — 2005. — Т. 31. — № 3. — С. 76–83.
3. Крупаткин, А. И. Влияние симпатической иннервации на тонус микрососудов и колебания кровотока кожи / А. И. Крупаткин // Физиология человека. — 2006. — Т. 32. — № 5. — С. 95–103.
4. Крупаткин, А. И. Пульсовые и дыхательные осцилляции кровотока в микроциркуляторном русле кожи человека / А. И. Крупаткин // Физиология человека. — 2008. — Т. 34. — № 3. — С. 70–76.
5. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови: рук-во для врачей / под ред. А. И. Крупаткина, В. В. Сидорова. — М.: Медицина, 2005. — 256 с.
6. Танканаг, А. В. Адаптивный вейвлет-анализ колебаний периферического кровотока кожи человека / А. В. Танканаг, Н. К. Чемерис // Биофизика. — 2009. — Т. 54. — № 3. — С. 537–544.
7. Bernardi, L. Synchronous and baroreceptor-sensitive oscillations in skin microcirculation: evidence for central autonomic control / L. Bernardi [et al] // Am. J. Physiol. — 1997. — P. 1867–1878.
8. Eckberg, D. L. Respiratory sinus arrhythmia is due to a central mechanism vs. respiratory sinus arrhythmia is due to the baroreflex mechanism / D. L. Eckberg // J. Appl. Physiol. — 2009. — Vol. 106. — P. 1740–1744.
9. Eckberg, D. L. The human respiratory gate / D. L. Eckberg // J. Physiol. — 2003. — Vol. 548. — № 2. — P. 339–352.
10. Keissar, B. K. Coherence analysis between respiration and heart rate variability using continuous wavelet transform / B. K. Keissar, L. R. Davrath, S. Akselrod // Phil. Trans. R Soc. A. — 2009. — Vol. 367. — P. 1393–1406.
11. Mayrovitz, H. N. Inspiration-induced vasoconstrictive responses in dominant versus non-dominant hands / H. N. Mayrovitz, E. E. Groseclose // Clin. Physiol. Funct. Imaging. — 2005. — Vol. 25. — P. 69–74.
12. Muck-Weymann, M. E. Respiratory-dependent laser-doppler flux motion in different skin areas and its meaning to autonomic nervous control of the vessels of the skin / M. E. Muck-Weymann [et al] // Microvasc. Res. — 1996. — Vol. 52.

— P. 69–78.

13. Söderström, T. Involvement of sympathetic nerve activity in skin blood flow oscillations in humans / T. Söderström [et al] // *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.* — 2003. — Vol. 284. — P. 1638–1646.

14. Stefanovska, A. Cardiorespiratory interactions / A. Stefanovska // *Nonlinear. Phenom. Complex Syst.* — 2002. — Vol. 5. — P. 462–469.

15. Tankanag, A. Application of adaptive wavelet transform for analysis of blood flow oscillations in the human

skin / A. Tankanag, N. Chemeris // *Phys. Med. Biol.* — 2008. — Vol. 53. — P. 5967–5976.

16. Tankanag, A. V. A method of adaptive wavelet filtering of the peripheral blood flow oscillations under stationary and non-stationary conditions / A. V. Tankanag, N. K. Chemeris // *Phys. Med. Biol.* — 2009. — Vol. 54. — № 19. — P. 5935–5948.

17. Vaschillo, E. Characteristics of Resonance in Heart Rate Variability Stimulated by Biofeedback / E. Vaschillo, B. Vaschillo, P. Lehrer // *Appl. Psychophysiol. Biofeedback.* — 2006. — Vol. 31. — № 2. — P. 129–142.