



УДК 796.012

Алгоритм количественной оценки кардиореспираторной синхронизации для характеристики функционального состояния и межсистемных взаимодействий у спортсменов

А. В. Ковалева¹, В. Н. Анисимов²

¹ ФГБНУ «Федеральный исследовательский центр новых и перспективных биомедицинских и фармацевтических технологий» (НИИ нормальной физиологии им. П.К. Анохина), Москва, Россия

² Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, Москва, Россия

Аннотация

Введение. Ритм сердца тесно связан с ритмом дыхания. Хорошо известно явление дыхательной синусовой аритмии: увеличение частоты сердечных сокращений при вдохе и уменьшение при выдохе. Кардиореспираторные взаимодействия и синхронизация этих двух сигналов оцениваются в литературе по-разному. Целью данной работы было предложить и апробировать подход к оценке кардиореспираторной синхронизации, который позволяет более объективно охарактеризовать это состояние, – расчет коэффициента кросс-корреляции между частотой сердечных сокращений и кривыми дыхания.

Методы. У 45 здоровых спортсменов (18-25 лет) регистрировали фотоплетизмограмму и дыхание в трех ситуациях: функциональный покой, ритмизированное дыхание на частоте 6 раз в минуту (резонансная частота) и выполнение сенсомоторного задания (тепшинг ладонью под ритмически звуки метронома и затем воспроизведение заданного ритма по памяти). В отношении кривых изменения ЧСС и дыхания применяли последовательно алгоритмы фильтрации и сглаживания по методу Савицкого-Голея, а затем вычисление коэффициента кросс-корреляции между двумя кривыми. Также были получены классические показатели спектрального анализа вариабельности ритма сердца (LF и HF), так как при спонтанном дыхании его вклад в ритм сердца отражается в волнах HF, а при дыхании на резонансной частоте возникает пик на частоте 0.1 Гц в LF диапазоне.

Результаты. На массиве данных изменений ЧСС и фаз дыхания был применен алгоритм предварительной обработки сигнала ЧСС и последующего вычисления коэффициента кросс-корреляции в трех экспериментальных ситуациях. Коэффициент кросс-корреляции, как и мощность пика на частоте 0.1 Гц в спектре ритма сердца, значительно растут при дыхании на резонансной частоте. При этом наиболее точно взаимосвязь между этими показателями описывается не линейной, а логарифмической зависимостью. При выполнении сенсомоторного задания так называемые дыхательные волны в спектре ритма сердца (HF) не меняются от состояния покоя к тепшингу по метроному и затем к удержанию ритма по памяти. При этом коэффициент кросс-корреляции демонстрирует значимые изменения между этими ситуациями. Кроме того, была выявлена корреляционная связь между изменением коэффициента кросс-корреляции и устойчивостью удержания ритма по памяти:

усиление кардиореспираторной синхронизации приводит к снижению устойчивости.

Заключение. Предложен алгоритм оценки кардиореспираторной синхронизации с предварительной подготовкой массива данных путем фильтрации и сглаживания ступенчатой кривой изменения ЧСС и последующим вычислением коэффициента кросс-корреляции ЧСС и дыхания. Данный коэффициент может быть использован для оценки кардиореспираторной синхронизации в режиме реального времени и, вероятно, будет применим на коротких временных фрагментах для оценки эмоциональных реакций и при других быстрых колебаниях психофизиологических состояний, где классические метод анализа изменения ритма сердца (спектральный, временной) применять не всегда корректно.

Ключевые слова: кардиореспираторная синхронизация, частота сердечных сокращений, дыхательная синусовая аритмия, вариабельность ритма сердца, резонансное дыхание, спектральный анализ, эмоциональные реакции, психофизиологические состояния

An algorithm for quantifying cardiorespiratory synchronization to assess the functional state and intersystem interactions in athletes

A. V. Kovaleva¹, V. N. Anisimov²

¹ Federal Research Center for Innovator and Emerging Biomedical and Pharmaceutical Technologies (Anokhin Research Institute of Normal Physiology), Moscow, Russia

² Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russia

Abstract

Introduction. The rhythm of the heart (heart rate, HR) is closely related to the rhythm of breathing. The phenomenon of respiratory sinus arrhythmia (an increase in heart rate during inhalation and a decrease during exhalation) is well known. Cardiorespiratory interactions and synchronization of these two signals are evaluated differently in the literature. The purpose of this work was to propose and test an approach to assess cardiorespiratory synchronization – the calculation of the cross-correlation coefficient between heart rate and respiration curve, for a more objective characterization of an athlete's bodily states.

Methods. A photoplethysmogram and respiration were recorded in 45 healthy athletes (18-25 years old) in three situations: rest, paced breathing at 6 times per minute (resonant frequency) and the performance of a sensorimotor task (tapping with the rhythmic metronome sounds and then reproducing a given rhythm from memory). For the HR and respiration curves, filtering and smoothing algorithms using the Savitsky-Goley method were applied sequentially, and then the cross-correlation coefficient between the two curves was calculated. The spectral parameters of heart rate variability (LF and HF) were also obtained, since during spontaneous breathing its contribution to the HR is reflected in HF band, and when breathing at a resonant frequency, a peak occurs at a frequency of 0.1 Hz in the LF band.

Results. An algorithm for HR signal preprocessing and subsequent calculation of the cross-correlation coefficient in three experimental situations was applied on the HR changes and respiration data. The cross-correlation coefficient, as well as the peak of HR spectral power at

0.1 Hz, increases significantly when breathing at a resonant frequency. The relationship between these indicators is most accurately described not by a linear, but by a logarithmic dependence. When performing a sensorimotor task, the so-called respiratory waves in the heart rhythm spectrum (HF) do not change from rest to tapping by a metronome and then to holding the rhythm by memory. At the same time, the cross-correlation coefficient demonstrates significant changes between these situations. In addition, a significant correlation was found between the change in the cross-correlation coefficient and the stability of rhythm maintenance (from memory): an increase in the cardiorespiratory synchronization leads to a decrease in motor rhythm stability.

Conclusion. An algorithm for evaluating cardiorespiratory synchronization with preliminary preparation of a data array by filtering and smoothing a stepwise curve of HR change and subsequent calculation of the cross-correlation coefficient of heart rate and respiration is proposed. This coefficient can be used to assess cardiorespiratory synchronization in real time and is likely to be applicable in short time fragments to assess emotional reactions and other short-term fluctuations in psychophysiological conditions, where the classical method of assessing changes in heart rhythm in the frequency or time domains is not applicable.

Keywords: cardiorespiratory synchronization, heart rate, respiratory sinus arrhythmia, heart rate variability, resonant breathing, spectral analysis, emotional reactions, psychophysiological conditions

Введение

Кардиореспираторное взаимодействие, или кардиореспираторная синхронизация, включает в себя различные процессы, которые являются результатом общих входных сигналов, общих ритмов и взаимодополняющих функций. Известные многочисленными хорошо описанные механизмы опосредуют влияние дыхания на сердечно-сосудистую систему, в то время как механизмы, опосредующие влияние сердечно-сосудистой системы на дыхание изучены меньше, но, вероятно, могут осуществляться только через барорецепторы [1]. Хорошо известно, что частота сердечных сокращений увеличивается при вдохе и уменьшается при выдохе. Это явление называется дыхательной синусовой аритмией (ДСА). Когда люди дышат с нормальной частотой (9-24 вдоха в минуту), связанные с дыханием колебания частоты сердечных сокращений обычно происходят в диапазоне частот 0,15-0,4 Гц (волны высокой частоты в спектре ритма сердца, HF). Но наибольшая амплитуда колебаний в диапазоне частот 0,05-0,15 Гц (волны низкой частоты в спектре ритма сердца, LF) наблюдается, когда человек дышит очень медленно, 3-9 раз в минуту [2]. Несколько исследований показывают связь между вариабельностью сердечного ритма (ВСР) (особенно амплитудой волн ДСА) и различными заболеваниями, а также регуляторными нарушениями у людей [3, 4, 5]. В связи с этим широко используются методы биологической обратной связи (БОС), направленные на повышение вариабельности сердечного ритма (ВСР). Одним из наиболее популярных методов, позволяющих добиться успеха в повышении ВСР, являются дыхательные БОС-тренинги (в частности, дыхание на резонансной частоте, 6 раз в минуту), направленные на повышение ВСР (ВСР-БОС).

В состоянии покоя ВСР значительно варьирует у разных людей. При замедленном дыхании резко возрастает вариабельность сердечного ритма, активизируются барорецепторные механизмы, стимулируется парасимпатическая ветвь вегетативной нервной системы,

и все эти изменения, как следствие, приводят к оптимальной регуляции артериального давления, наиболее эффективному газообмену в легких и насыщению крови кислородом [2, 4, 6]. Применение тренинга ВСП-БОС для улучшения саморегуляции основано на этих механизмах.

Степень синхронизации сердечного ритма и дыхания (кардиореспираторная синхронизация) в большинстве исследований оценивается в основном качественно - по наличию пика в спектре сердечного ритма на частоте 0,1 Гц, что соответствует частоте дыхания 6 раз в минуту [4, 5, 7]. Такой подход имеет ряд недостатков.

Во-первых, это отсутствие четкой количественной оценки кардиореспираторной синхронизации и, как следствие, оценки эффективности тренировки, если таковая имеется. Кроме того, на сегодняшний день для статистического анализа (группового сравнения) результатов тренировок используются показатели ВСП временного (статистического) анализа (RMSSD или аналогичные), поскольку спектральные параметры сильно меняются при ритмичном дыхании.

Во-вторых, для расчета спектральных (частотных) параметров сердечного ритма и, в частности, низкочастотной составляющей LF (диапазон частот, в котором пик приходится на ритмичное дыхание 6 раз в минуту) требуются относительно длительные записи (не менее двух минут) [8, 9, 10]. Если проводится тренировка с биологической обратной связью, то можно рассчитать усредненный спектр за всю длительность процедуры, однако таким образом становится некорректным оценивать более короткие периоды записи.

В-третьих, известно, что не только спектральные характеристики ритма сердца, но и сам характер двух кривых (частоты сердечных сокращений и дыхания) важен при различных функциональных состояниях, в частности, при переживании эмоций. Кроме того, поскольку физиологическая реакция на предъявление эмоциональных стимулов кратковременна (реакция развивается в течение нескольких секунд) [11, 12], то применение стандартных подходов и методов оценки кардиореспираторных взаимодействий представляются некорректными в подобных исследованиях.

Таким образом, в настоящее время представляет интерес разработка новых алгоритмов количественной оценки кардиореспираторной синхронизации в различных состояниях, в том числе кратковременных, а также в процессе тренингов с биологической обратной связью в режиме реального времени.

В физиологии для описания степени связи и гармоничного взаимодействия между двумя или более колебательными системами организма, такими как дыхание и сердечный ритм, используется когерентность. Существуют функциональные состояния, при которых они работают на разных частотах, и режимы, когда они входят в резонанс и демонстрируют динамику на одной и той же частоте [7].

Традиционно кардиореспираторная синхронизация измеряется на основе спектральной плотности непрерывного потока данных о сердечных сокращениях с использованием преобразования Фурье. Благодаря ДСА спектральная плотность мощности имеет пик на частоте дыхания, которая называется высокочастотной составляющей (HF). Как было описано выше, наиболее выраженная синхронизация сердечного ритма и дыхания наблюдалась при относительно низкой частоте дыхания – около 6 раз в минуту, так называемой резонансной частоте. Дыхание на резонансной частоте более чем удваивает мощность в низкочастотном диапазоне спектра ритма сердца (LF) и концентрирует пиковую частоту на резонансной частоте сердечно-сосудистой системы, где наблюдается узкий, высокоамплитудный пик на частоте около 0,1 Гц [13]. Существует другой способ измерения дыхательных волн в сердечном ритме. В исследовании Hegarty-Craver et al. (2018) [14] ДСА рассчитыва-

лась как натуральный логарифм дисперсии в 30-секундных неперекрывающихся окнах отфильтрованных данных.

В 1999 году Schäfer et al. [15] подчеркнули, что синхронизация – это не состояние, а процесс корректировки ритмов в результате взаимодействия. Физиологические процессы и описывающие их показатели (частота сердечных сокращений и дыхания) нестационарны. Существует временная задержка между кривыми изменения частоты сердечных сокращений и фаз дыхания, это может быть связано как с техническими (методом регистрации), так и с физиологическими механизмами. Поэтому массивы данных, соответствующие этим двум каналам, могут смещаться относительно друг друга.

В данной работе мы предлагаем подход, основанный на алгоритме фазовой синхронизации [14, 15], который может быть применен для оценки кардиореспираторной синхронизации при записи в режиме реального времени. Это важно при проведении тренировок с биологической обратной связью, а также при оценке кратковременных событий, когда расчет спектральной мощности, и особенно низкочастотных волн, применять некорректно.

Целью настоящего исследования было предложить подход к оценке кардиореспираторных взаимодействий и применить его для оценки функционального состояния спортсменов в покое, выполнении двигательно-когнитивных заданий и при ритмизированном дыхании на резонансной частоте.

Методы

Описание алгоритма

Два массива данных, соответствующих двум физиологическим каналам, регистрируются синхронно. Каждый канал (частота сердечных сокращений и дыхание) нормализуется к текущей временной шкале (при этом важно отметить, что каналы также могут иметь разную частоту дискретизации, и в этом случае для одного из каналов используется «рескейлинг» – изменение количества отсчетов на единицу времени, чтобы получить два ряда в одинаковом временном масштабе). Проблема оценки синхронизации заключается в том, что кривая колебаний частоты сердечных сокращений является динамическим показателем, который вычисляется внутри временных периодов. Таким образом, требуется запись данных в последовательные периоды времени. Как следствие, кривая является нелинейной функцией и требует разработки новых методологических подходов для ее анализа. Необходимо сравнить дискретную (ступенчатую) кривую частоты сердечных сокращений с непрерывной кривой дыхания. Для решения этой задачи был предложен алгоритм, который аппроксимирует записанную кривую ЧСС, работая с ее дискретными экстремумами, путем фильтрации и сглаживания. Для получения лучших результатов были применены алгоритмы фильтрации и сглаживания по методу Савицкого-Голея (1). По сути, фильтр Савицкого-Голея является усовершенствованием метода скользящего среднего значения. В окрестности каждого измерения $x_i = x(t_i)$ мы строим аппроксимирующий многочлен первого порядка с использованием метода наименьших квадратов (LSM). Значение x_i заменяется значением полинома y_i в этой точке:

$$y_i = \sum_{j=0}^n a_j t_i^j \quad (1)$$

Также был применен метод построения аппроксимационной кривой по экстремумам и гладкой функции. Этот набор методов позволяет построить непрерывную кривую частоты

сердечных сокращений для сравнения с кривой дыхания.

Для дальнейшего анализа по оценке синхронизации ритма сердца и дыхания мы использовали кросс-корреляционный анализ (2), позволяющий оценить степень синхронизации двух функций на протяжении всей записи по значению коэффициента кросс-корреляции R_{xy} :

$$R_{xy} = \frac{\sum(x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x - \bar{x})^2 \sum(y - \bar{y})^2}} \quad (2)$$

Кроме того, первые и последние 10 секунд каждой записи были исключены из всего массива данных из-за возможных артефактов и «шума» в начале и конце записи. Кросс-корреляция необходима, поскольку простая корреляция не может учитывать детали, связанные с физиологическим отставанием одного сигнала от другого. Это также позволяет избавиться от потенциально возможных аппаратных сбоев, которые возникают в устройстве и в протоколе передачи данных при отправке записанных данных на компьютер. Более того, сама процедура сглаживания может привести к небольшой временной неопределенности. Следовательно, необходимо использовать небольшой временной сдвиг (половину эпохи) и найти максимум синхронизации путем последовательного перебора временных меток в отрицательную и положительную стороны.

Процедура и сбор данных

Данные о частоте сердечных сокращений, полученные с помощью фотоплетизмограммы (датчик ФПГ, расположенный на большом пальце (рис. 1)), а также частоты и амплитуды брюшного дыхания (пневмографический пояс на животе (рис. 2)), регистрировались одновременно с помощью устройства ThoughtTechnology FlexComp Infiniti .

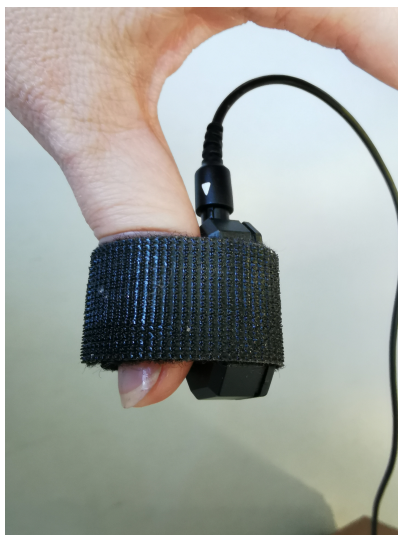


Рис. 1: Крепление датчика ФПГ на большом пальце.

Программное обеспечение Biograph Infiniti использовалось для анализа необработанных данных и экспорта их в текстовый формат для последующих вычислений в среде Matlab. Программное обеспечение Kubios HRV Standard 3.5.0 использовалось для устранения артефактов и анализа ВСР.



Рис. 2: Крепление пневмографического датчика в области диафрагмы.

Частота сердечных сокращений и характер дыхания регистрировались у спортсменов в трех экспериментальных ситуациях: в состоянии покоя (3 мин сидя с открытыми глазами, нормальное дыхание), во время выполнения задания на удержание заданного ритма (60 уд/мин) под метроном (30 сек) и по памяти (30 сек), и во время ритмичного дыхания (3 минуты) с частотой 6 раз в минуту в соответствии с ритмом, задаваемым меткой на экране, которое часто используется в ВСП-БОС-тренингах [2, 6].

При выполнении сенсомоторного задания оценивалась результативность: вариация длительности интервалов между ударами в первой части (под метроном) и во второй (по памяти), что отражало устойчивость удержания ритма.

Выборка

Данные были получены от 45 здоровых спортсменов (24 женщины, 21 мужчина) в возрасте от 18 до 28 лет (средний возраст $19,12 \pm 7,39$ лет). Спортсмены представляли различные виды спорта: скалолазание, академическая гребля, тхэквондо, плавание, футбол, теннис. Все спортсмены подписали информированное согласие на участие в исследовании.

Результаты и обсуждение

Применение алгоритма количественной оценки кардиореспираторной синхронизации

Для количественной оценки синхронизации между двумя разными по природе сигналами (частотой сердечных сокращений и дыханием) были выполнены предварительные этапы работы с «сырыми» записями: 1) фильтрация и сглаживание кривой изменения ЧСС методом Савицкого-Голая (Savitzky-Golay method), 2) построение аппроксимационной кривой по экстремумам. Затем вычислялся коэффициент кросс-корреляции предварительно обработанной таким образом кривой ЧСС и кривой изменения фаз дыхания для оценки степени синхронизации двух физиологических сигналов. В результате была получена количественная оценка кардиореспираторной синхронизации (коэффициент кросс-корреляции)

в различных экспериментальных ситуациях: функциональный покой, дыхание на резонансной частоте, выполнение сенсомоторного задания.

Состояние покоя и ритмизированное дыхание на резонансной частоте

На рис. 3 показан пример синхронизации двух кривых (частоты сердечных сокращений и дыхания) при спонтанном (слева) и ритмизированном (справа) дыхании. Таким образом,



Рис. 3: Характер дыхания (серая линия) и частота сердечных сокращений (розовая линия) при спонтанном и ритмичном дыхании с резонансной частотой (6 раз в минуту).

если при спонтанном дыхании связь между ритмом сердца и дыханием неочевидна (левая часть графика), то при дыхании на заданной (резонансной) частоте синхронизация этих двух процессов заметна даже визуально (правая часть графика). Несмотря на то, что такая динамика может быть достаточно хорошо определена специалистом, подобная экспертная оценка однозначно не подходит для автоматического анализа, а оценивать количественно этот параметр необходимо для различных ситуаций.

Массив данных, записанных в ходе эксперимента, был проанализирован с помощью описанного выше метода поиска максимума кросс-корреляции. После расчета коэффициентов кросс-корреляции R_{xy} между частотой сердечных сокращений и фазами дыхания необходимо было сравнить их со стандартными показателями резонанса – наличием и амплитудой пика на частоте 0,1 Гц, который обычно проявляется в спектре ритма сердца при ритмичном дыхании с частотой 6 раз в минуту.

На рис. 4 представлены результаты спектрального анализа (верхние графики) и графическое представление расчёта коэффициента кросс-корреляции (нижние графики) для конкретного спортсмена в ситуации спонтанного дыхания (А) и дыхания на резонансной частоте (Б).

Из графиков наглядно видно, что при дыхании с частотой 6 раз в минуту у спортсмена происходит значительный рост мощности спектра ритма сердца с появлением единственного пика на частоте дыхания (0,1 Гц, LF-диапазон) и одновременно рост коэффициента кросс-корреляции ЧСС и дыхания с 0,048 до 0,708, то есть рост кардиореспираторной синхронизации.

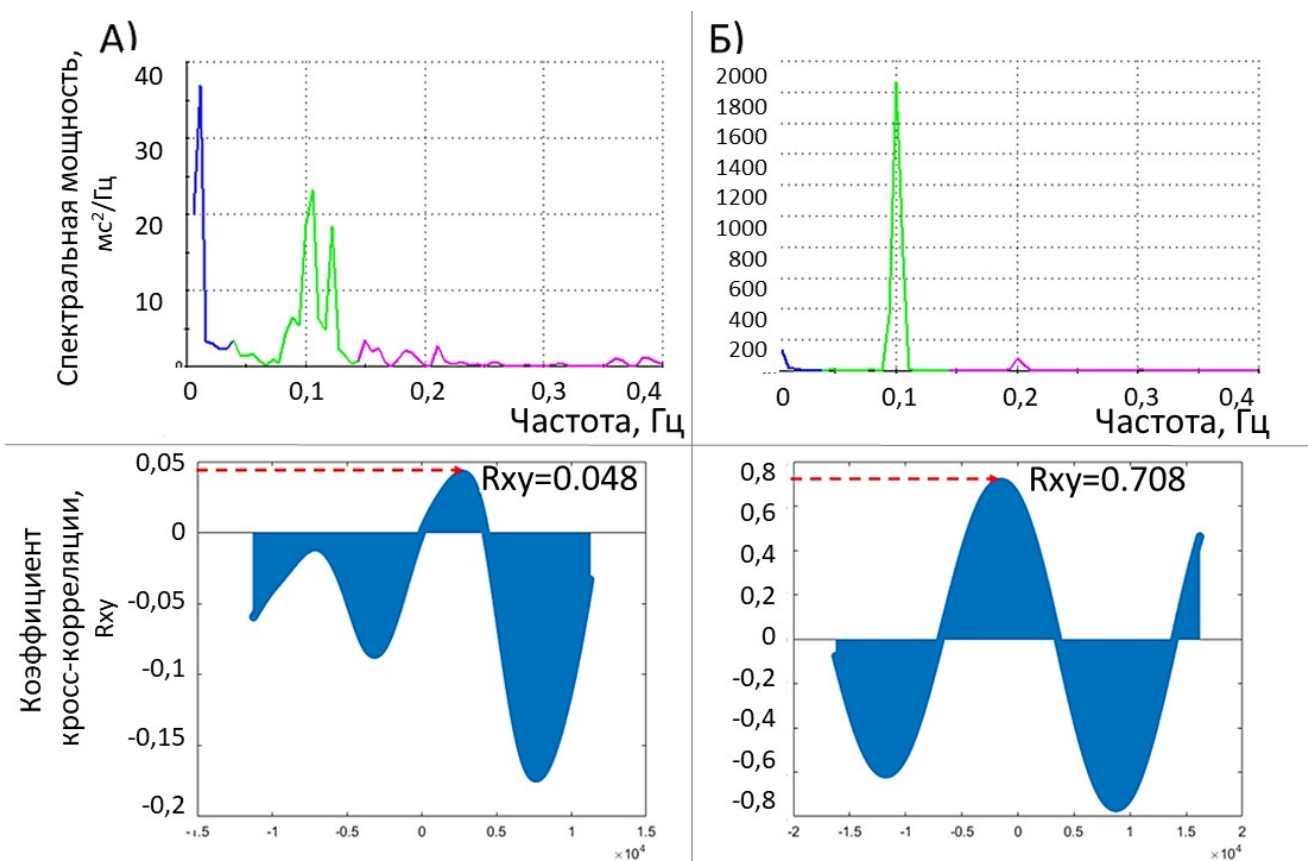


Рис. 4: Спектральная мощность ритма сердца и коэффициент кросс-корреляции в состоянии покоя (А) и при ритмичном дыхании на резонансной частоте (Б).

Временные периоды, внутри которых обе частоты (ЧСС и дыхания) меняются, но их соотношения остаются стабильными, можно рассматривать как периоды синхронизации между двумя процессами. Показанные на рис.4 две пары графиков А и Б демонстрируют, что коэффициент кросс-корреляции, рассчитанный в соответствии с разработанным алгоритмом, успешно отражает изменения сердечного ритма при дыхании на навязанной частоте.

Кроме того, были выявлены значимые корреляции между амплитудой пика 0,1 Гц и коэффициентом кросс-корреляции во всей выборке ($r=0,483$, $p=0,0011$), а также отдельно для мужчин ($r=0,631$, $p=0,0021$) и женщин ($r=0,619$, $p=0,0016$). Однако построение нелинейной регрессионной модели показало, что зависимость между этими двумя переменными лучше всего описывается логарифмической кривой рис. 5.

Таким образом, можно видеть, что при росте амплитуды пика в спектре ритма сердца примерно до 2000 $\text{мс}^2/\text{Гц}$ коэффициент кросс-корреляции растет пропорционально, а далее, когда амплитуда пика 0,1 Гц становится значительно выше, R_{xy} остается примерно на том же уровне. Полученную зависимость, вероятно, можно объяснить тем, что R_{xy} не может быть больше 1 в принципе (см. (2)).

Основываясь на теории психофизиологической когерентности McCraty [7] и представлениях о резонансе между частотой сердечных сокращений и характером дыхания [2, 4, 17], мы можем утверждать, что предложенный коэффициент отражает способность к саморегуляции, активацию барорецепторных механизмов и, следовательно, уровень психофизио-

логической адаптации.

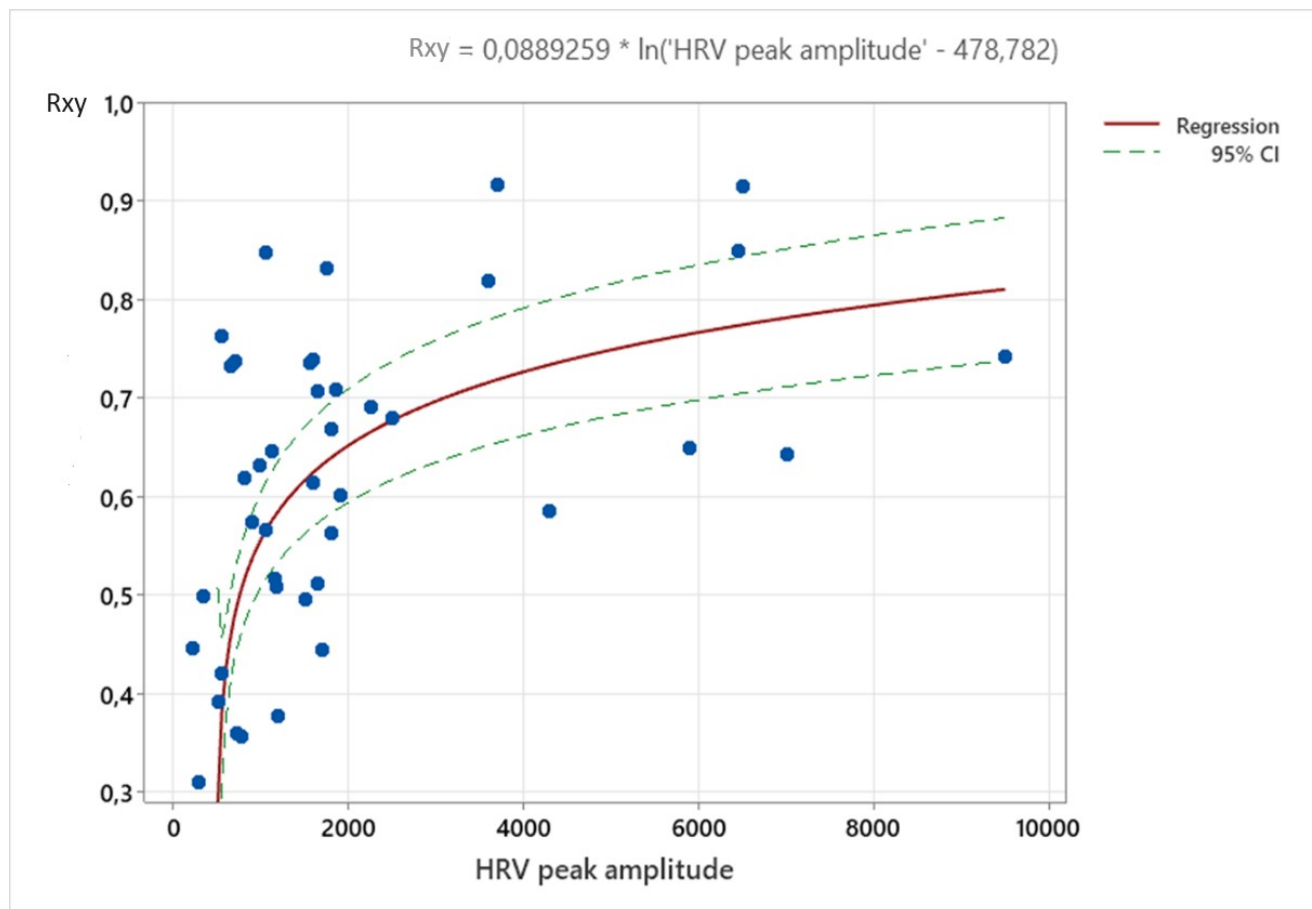


Рис. 5: Регрессионная зависимость (логарифмическая) между амплитудой пика 0,1 Гц (HRV peak amplitude) и коэффициентом кросс-корреляции (R_{xy}) при дыхании на резонансной частоте.

Выполнение сенсомоторных заданий

В качестве сенсомоторного задания спортсмены выполняли задание на слухомоторную синхронизацию – удержание ритма заданной частоты (60 уд/мин) под метроном и затем по памяти. Поскольку в этом задании дыхание было спонтанным, в качестве традиционной меры ДСА использовали мощность HF-компонента спектра ритма сердца. При сравнении мощности дыхательных волн (HF-диапазон) в спектре ритма сердца в состоянии покоя (фон), при синхронизации под метроном и удержании ритма по памяти значимых различий не выявлено (рис. 6). При этом по коэффициенту кросс-корреляции выявляются значимые различия между состоянием при теппинге под ритм метронома и исходным фоном, а также с состоянием при удержании ритма по памяти (рис. 7).

Интересно отметить, что наиболее высокие значения показателя кардиореспираторной синхронизации отмечаются при выполнении теппинга под метроном. Вероятно, в данном случае происходит навязывание ритма (звуками метронома) не только в отношении движения руки, но и дыхания. В результате ритм сердца синхронизируется с ритмом дыхания, и мы наблюдаем более высокие значения коэффициента кросс-корреляции.

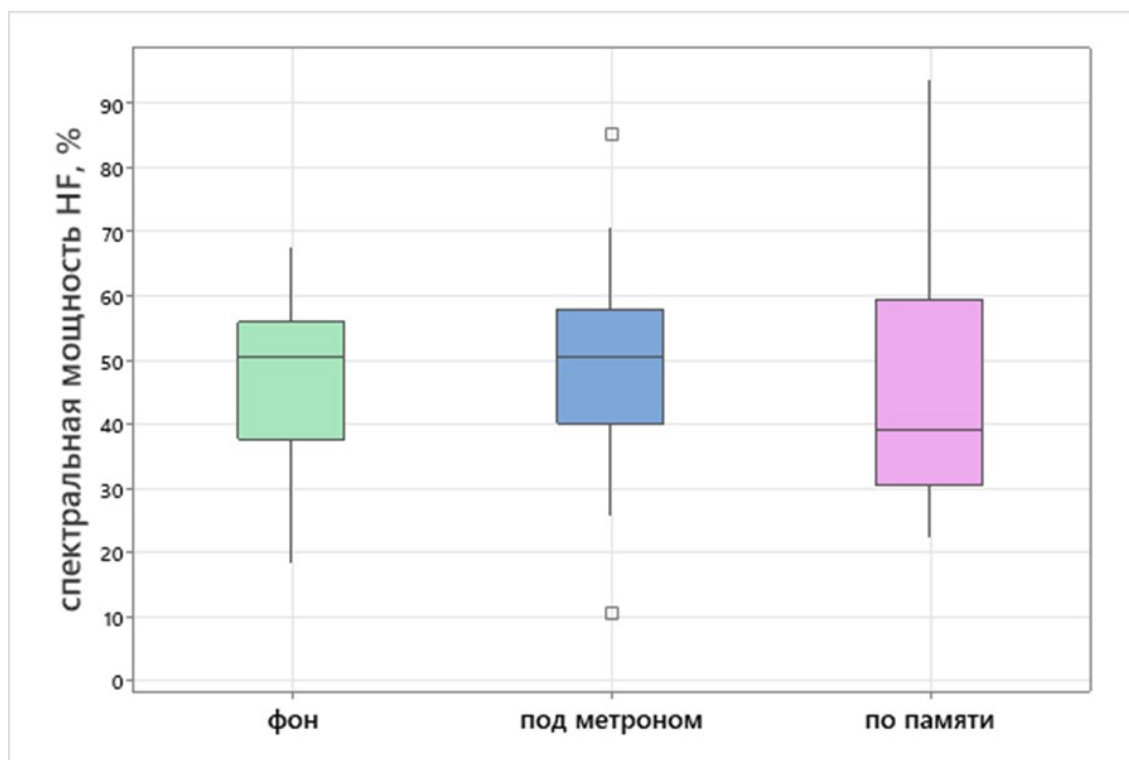


Рис. 6: Относительная мощность HF-волн в спектре ритма сердца в ситуациях: фон, синхронизация с ритмом метронома, удержание ритма по памяти

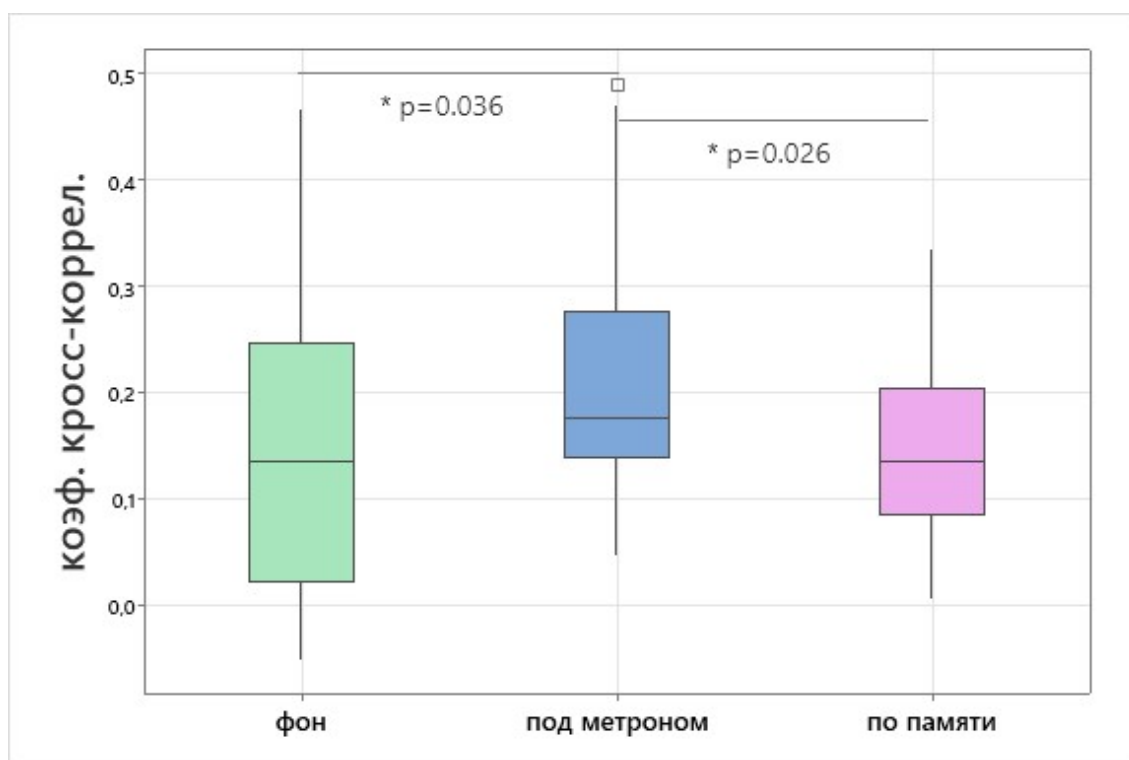


Рис. 7: Значение коэффициента кросс-корреляции в ситуациях: фон, синхронизация с ритмом метронома, удержание ритма по памяти.

Далее было важно оценить связь между выраженностью кардиореспираторной синхронизации и качеством выполнения сенсомоторного задания. Успешность (качество) выполнения задания на удержание ритма по памяти можно оценить по вариации интервалов между ударами, которая отражает устойчивость моторного ритма. В частности, интерес представляет ее изменение во второй части задания (по памяти, Var_2) по сравнению с первой (под метрономом, Var_1), то есть насколько (в процентах) изменилась устойчивость ритма после выключения метронома (ΔVar). Положительные значения будут означать увеличение показателя, а отрицательные – его уменьшение. Итак, изменение вариации длительности интервалов между ударами при удержании ритма по памяти по сравнению с тепшингом под метром рассчитывали следующим образом:

$$\Delta Var = \frac{Var_2}{Var_1} \times 100\% \quad (3)$$

Аналогично можно вычислить относительные изменения показателя кардиореспираторной синхронизации во второй части по сравнению с первой (ΔR_{xy}) (4).

$$\Delta R_{xy} = \frac{R_{xy2}}{R_{xy1}} \times 100\% \quad (4)$$

В нашей работе оказалось, что рост коэффициента кросс-корреляции в задании по памяти приводит к соответствующему росту вариации, то есть к ухудшению устойчивости удержания ритма (рис. 8).

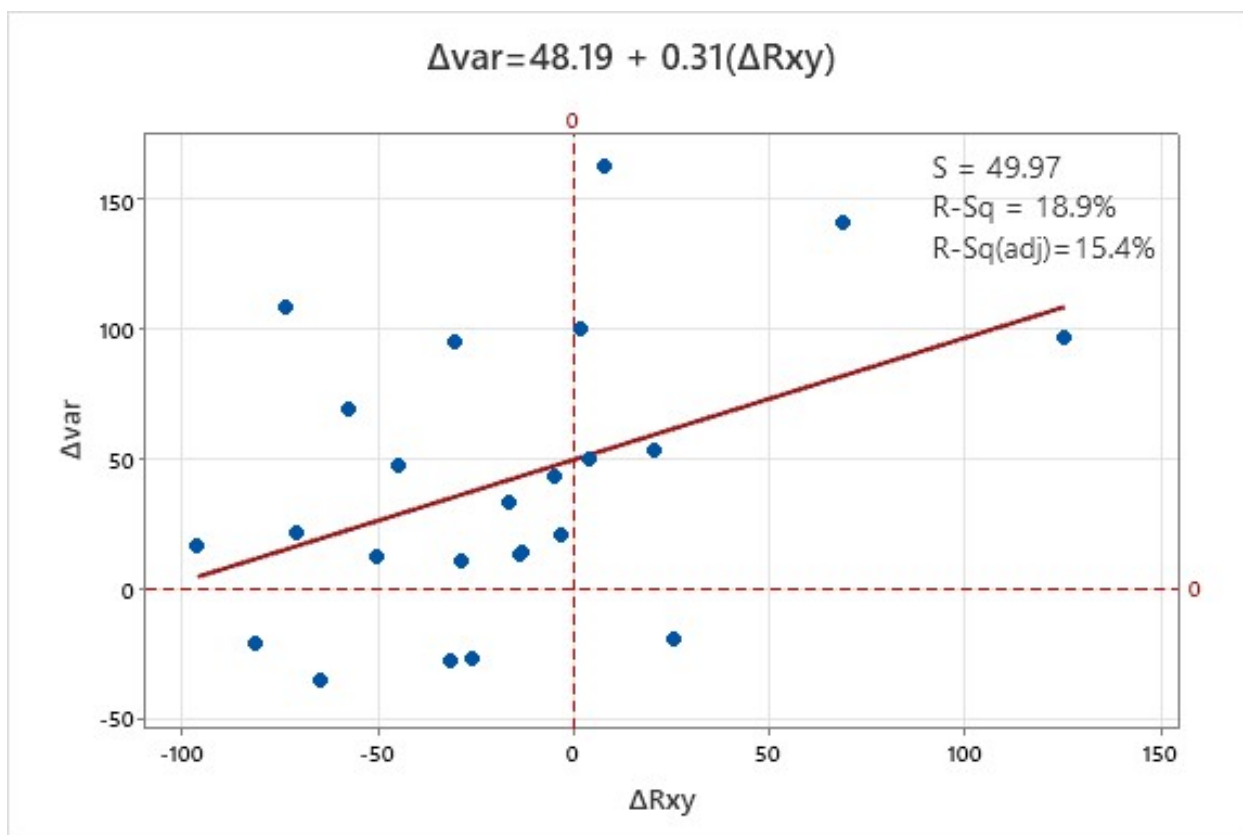


Рис. 8: Соотношение (линейная регрессия) между относительным изменением вариации интервалов между ударами (ΔVar) и относительным изменением коэффициента кросс-корреляции (ΔR_{xy}) в задании по памяти по сравнению с заданием под метрономом.

Учитывая тот факт, что кардиореспираторная синхронизация может снижаться при стрессе и расти при переживании позитивных эмоций, можно предположить, что для качественного выполнения такого несложного задания, как удержание заданного ритма по памяти, необходим определенный уровень напряжения, активации, мобилизации ресурсов организма, который отражается в небольших значениях коэффициента кросс-корреляции между ритмом сердца и дыхания.

Заключение

Оценка кардиореспираторной синхронизации является информативным индикатором динамики функционального состояния и межсистемных взаимодействий при выполнении человеком различных задач, а также в тренингах с биологической обратной связью, направленных на управление дыханием и увеличение вариабельности ритма сердца. Однако до сих пор остаётся ряд ограничений, связанных с объективной оценкой этого процесса при помощи доступных количественных показателей, позволяющих в том числе наглядно оценить результативность прохождения БОС-тренингов в доступной и понятной форме.

Для количественной оценки синхронизации между частотой сердечных сокращений и дыханием (кардиореспираторной синхронизации) были предложены последовательные этапы работы с «сырыми» записями для вычисления коэффициента кросс-корреляции:

- фильтрация и сглаживание кривой изменения ЧСС методом Савицкого-Голея (Savitzky-Golay method);
- алгоритм построения аппроксимационной кривой по экстремумам;
- вычисление коэффициента кросс-корреляции для оценки степени синхронизации двух физиологических сигналов (изменения ЧСС и фаз дыхания).

Полученные экспериментальные результаты свидетельствуют о том, что алгоритм работает корректно, и при достижении высокого уровня синхронизации (как по экспертным оценкам, так и по традиционным показателям) получаются высокие значения формализованного показателя: чем выше коэффициент кросс-корреляции, тем выше амплитуда пика 0,1 Гц в спектре ритма сердца.

Вычисление коэффициента кросс-корреляции не является совершенно новым методом. Однако в случае регистрации частоты сердечных сокращений и дыхания, такой подход является перспективным для изучения кардиореспираторных взаимодействий, поскольку существуют некоторые программные, аппаратные и физиологические сдвиги между этими сигналами (одни процессы более инертны, чем другие), которые необходимо принимать во внимание. Кросс-корреляционный анализ позволяет определить положение на временной шкале, которое соответствует наиболее точному совпадению кривых.

Главная особенность алгоритма, на наш взгляд, связана не с самим методом кросс-корреляции, а с подготовкой исходных сигналов (фильтрация и сглаживание), что позволяет сопоставлять кривые изменения ЧСС и дыхания и применять этот подход. Кривая увеличения частоты сердечных сокращений имеет ступени, и напрямую применить метод кросс-корреляции здесь невозможно. Выбор и применение соответствующих математических процедур предварительной обработки сигналом является одним из важных результатов данной работы.

Предложенный подход в перспективе может быть использован при регистрации физиологических сигналов в режиме реального времени (что важно для проведения тренингов с

биологической обратной связью) и, вероятно, будет применим на ультракоротких фрагментах (десятки секунд, продолжительность одного дыхательного цикла) для оценки эмоциональных реакций и при других быстрых изменениях психофизиологических состояний, когда классический метод оценки ВРС (временной и/или частотный) некорректно применять из-за короткого периода времени.

Ограничения метода связаны с тем, что алгоритм необходимо применять на стабильном участке записи, а также удалять первые и последние 4–5 секунд записи для анализа. Кроме того, алгоритм не обладает высокой устойчивостью к помехам входного сигнала.

Список литературы

1. *Dick T.E., Hsieh Y.H., Dhingra R.R., Baekey D.M., Galán R.F., Wehrwein E., Morris K.F.* Cardiorespiratory coupling: common rhythms in cardiac, sympathetic, and respiratory activities // *Progress in brain research*. 2014. Vol. 209. P. 191–205. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-63274-6.00010-2>
2. *Lehrer P.M., Vaschillo E., Vaschillo B.* Resonant frequency biofeedback training to increase cardiac variability: Rationale and manual for training // *Applied psychophysiology and biofeedback*. 2000. Vol. 25, No 3, P. 177–191. DOI: <https://doi.org/10.1023/A:1009554825745>
3. *Gevirtz R.* The promise of heart rate variability biofeedback: Evidence-based applications // *Biofeedback*. 2013. Vol. 41, No 3. P. 110–120. DOI: <https://doi.org/10.5298/1081-5937-41.3.01>
4. *Shaffer F., McCraty R., Zerr C.L.* A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability // *Frontiers in psychology*. 2014. Vol. 5. Article 1040. DOI: <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.01040>
5. *McCraty R., Shaffer F.* Heart rate variability: new perspectives on physiological mechanisms, assessment of self-regulatory capacity, and health risk // *Global advances in health and medicine*. 2015. Vol. 4 No 1. P. 46–61. DOI: <https://doi.org/10.7453/gahmj.2014.073>
6. *Lehrer P., Vaschillo B., Zucker T., Graves J., Katsamanis M., Aviles M., Wamboldt F.* Protocol for heart rate variability biofeedback training // *Biofeedback*. 2013. Vol. 41, No 3. P. 98–109. DOI: <https://doi.org/10.5298/1081-5937-41.3.08>
7. *McCraty R., Atkinson M., Tomasino D., Bradley R.T.* The coherent heart heart-brain interactions, psychophysiological coherence, and the emergence of system-wide order // *Integral Review: A Transdisciplinary & Transcultural Journal for New Thought, Research, & Praxis*. 2009. Vol. 5, No 2.
8. *Camm A.J., Malik M., Bigger J.T., Breithardt G., Cerutti S., Cohen R.J., Singer D.* Heart rate variability // *Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*. 1996. Vol. 93, No 5. P. 1043–1065. DOI: <https://dx.doi.org/10.1161/01.CIR.93.5.1043>
9. *Shaffer F., Ginsberg J.P.* An overview of heart rate variability metrics and norms // *Frontiers in public health*. 2017. Vol. 5, Article 258. DOI: <https://doi.org/10.3389/fpubh.2017.00258>
10. *Thomas B.L., Claassen N., Becker P., Viljoen M.* Validity of commonly used heart rate variability markers of autonomic nervous system function // *Neuropsychobiology*. 2019. Vol. 78, No 1. P. 14–26. DOI: <https://doi.org/10.1159/000495519>
11. *Noulhiane M., Mella N., Samson S., Ragot R., Pouthas V.* How emotional auditory stimuli modulate time perception // *Emotion*. 2007. Vol. 7, No 4. P. 697–704. DOI: <https://doi.org/10.1037/1528-3542.7.4.697>
12. *Mella N., Conty L., Pouthas V.* The role of physiological arousal in time perception: psychophysiological evidence from an emotion regulation paradigm // *Brain and cognition*. 2011. Vol. 75, No 2. P. 182–187. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bandc.2010.11.012>

13. Shaffer F., Venner J. Heart Rate Variability Anatomy and Physiology // Biofeedback. 2013. Vol. 41, No 1. P. 13–25. DOI: <https://doi.org/10.5298/1081-5937-41.1.05>
14. Hegarty-Craver M., Gilchrist K.H., Propper C.B., Lewis G.F., DeFilipp S.J., Coffman J.L., Willoughby M.T. Automated respiratory sinus arrhythmia measurement: Demonstration using executive function assessment // Behavior research methods. 2018. Vol. 50, No 5. P. 1816-1823.
15. Schäfer C., Rosenblum M G., Abel H.H., Kurths J. Synchronization in the human cardiorespiratory system // Physical Review E. 1999. Vol. 60, No 1. P. 857–870. DOI: <https://doi.org/10.1103/PhysRevE.60.857>
16. Zhang J., Yu X., Xie D. Effects of mental tasks on the cardiorespiratory synchronization // Respiratory physiology & neurobiology, 2010. Vol. 170, No 1. P. 91–95. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2009.11.003>
17. Schwerdtfeger A.R., Schwarz G., Pfurtscheller K., Thayer J.F., Jarczok M.N., Pfurtscheller G. Heart rate variability (HRV): From brain death to resonance breathing at 6 breaths per minute // Clinical Neurophysiology. 2020. Vol. 131, No 3. P. 676-693. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.11.013>

Сведения об авторах

Ковалева Анастасия Владимировна – кандидат биологических наук, старший научный сотрудник ФГБНУ «Федеральный исследовательский центр новых и перспективных биомедицинских и фармацевтических технологий» (НИИ Нормальной физиологии им. П.К. Анохина). E-mail: anastasia_kovaleva@hotmail.com

Анисимов Виктор Николаевич – кандидат биологических наук, ведущий научный сотрудник, Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова, биологический факультет. E-mail: victor_anisimov@neurobiology.ru

Для цитирования:

Ковалева А.В., Анисимов В.Н. Алгоритм количественной оценки кардиореспираторной синхронизации для характеристики функционального состояния и межсистемных взаимодействий у спортсменов // Российский журнал информационных технологий в спорте. – 2024. – Т. 1, № 2. – С. 13–27. DOI: <https://doi.org/10.62105/2949-6349-2024-1-2-13-27> EDN: [YYLWSC](https://orcid.org/0000-0001-9148-4444)

Cite as:

Kovaleva A.V., Anisimov V.N. Classification a sensorimotor task level of complexity for athletes based on physiological indicators using machine learning methods. *Russian Journal of Information Technology in Sports*, 2024, 1 (2), pp. 13–27 (in Russian). DOI: <https://doi.org/10.62105/2949-6349-2024-1-2-13-27> EDN: [YYLWSC](https://orcid.org/0000-0001-9148-4444)

Статья поступила в редакцию: 01.07.2024

Статья принята в печать: 25.07.2024

Статья опубликована: 30.07.2024