

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЗАИМОСВЯЗИ ПОКАЗАТЕЛЕЙ УСКОРЕНИЯ ТУЛОВИЩА И ДЫХАНИЯ КАК УСЛОВИЯ СОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ ТЕХНИКИ БЕГА ЧЕЛОВЕКА

В.Ф. Тихонов, letterpa@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0002-7320-718X>

Чувашский государственный университет им. И.Н. Ульянова, Чебоксары, Россия

Аннотация. Цель исследования: сопоставление частотных характеристик дыхания человека с частотными характеристиками трех составляющих ускорения движения туловища в беге. **Материалы и методы.** В исследовании принимали участие 12 студентов в возрасте 19–20 лет. Ускорение движения туловища регистрировалось с помощью трехосевого акселерометра, закрепленного на поясице. Скорость потока дыхательного воздуха измерялась с помощью установленного на шлеме датчика спирометра. Датчики подключались к универсальному устройству сбора данных, которое помещалось на поясице испытуемого. Сигналы передавались на компьютер через Bluetooth. Спектральный анализ сигналов проводился методом быстрого преобразования Фурье (БПФ, FFT). **Результаты.** Было выявлено, что «захват» («вовлечение», «сцепление», entrainment, locomotor-respiratory coupling (LRC)) дыхания двигательными действиями в беге происходит не только на одной частоте или кратной частоте шагов, как это отмечается в доступных зарубежных и российских источниках. В зависимости от скорости бега «захват» происходит на нескольких частотах, соответствующих частотам движения в различных кинематических звеньях. **Заключение.** В тренировочной деятельности данный метод исследования может быть применен для определения эффективности функции внешнего дыхания непосредственно во время бега. Результаты исследования позволяют выдвинуть гипотезу о том, что степень совпадения частот сигналов ускорения туловища и скорости потока дыхательного воздуха в фазовом спектре зависит от степени эффективности и экономичности двигательных действий в беге.

Ключевые слова: бег, дыхание, взаимосвязь частоты дыхания и двигательных действий, быстрое преобразование Фурье

Для цитирования: Тихонов В.Ф. Исследование взаимосвязи показателей ускорения туловища и дыхания как условия совершенствования техники бега человека // Человек. Спорт. Медицина. 2022. Т. 22, № 4. С. 92–100. DOI: 10.14529/hsm220411

Original article
DOI: 10.14529/hsm220411

THE RELATIONSHIP BETWEEN BODY ACCELERATION AND RESPIRATION FOR IMPROVING RUNNING TECHNIQUE

V.F. Tikhonov, letterpa@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0002-7320-718X>

I.N. Ulianov Chuvash State University, Cheboksary, Russia

Abstract. Aim. The paper aims to compare the frequency characteristics of respiration with those of the three components of trunk acceleration during running. **Materials and methods.** The study involved 12 students, ages 19–20. Trunk acceleration was recorded with a three-axis accelerometer located at the lower back. The respiratory rate was measured with a wearable spirometer. The sensors were connected to a data acquisition device located at the lower back. The signals were transmitted to the computer via Bluetooth. The spectral analysis of the signals was carried out by the fast Fourier transform analysis. **Results.** It was found that locomotor-respiratory coupling occurred not only at one or a multiple frequency, as noted in available foreign and Russian literature. Depending on the running speed, “capture” occurs at several frequencies, corresponding to the frequencies of movement in various kinematic links. **Conclusion.** This method

can be applied to determine the effectiveness of external respiration during running. The results obtained allowed to hypothesize that the frequencies of body acceleration and respiratory rate coincided in the phase spectrum depending on the degree of efficiency and economy of respiration during running.

Keywords: running, respiration, fast Fourier transform

For citation: Tikhonov V.F. The relationship between body acceleration and respiration for improving running technique. *Human. Sport. Medicine*. 2022;22(4):92–100. (In Russ.) DOI: 10.14529/hsm220411

Введение. Бег человека является объектом исследования многих ученых в области спорта. Для эффективного проведения тренировочного процесса разрабатываются различные методики и технологии [3, 10]. Задачей данного исследования является определение критерия эффективного вовлечения (захвата) дыхания двигательными действиями в беге человека. В различных российских и зарубежных источниках отражается интерес к такому явлению, как вовлечение двигательными действиями дыхательных движений [1, 2, 5, 14], так и обратно – вовлечение дыхательными движениями двигательных действий [1, 2, 5, 7]. В том и другом случае применяется метод определения соотношения дыхательных циклов к циклам движения. Неполнота данного метода при изучении бега человека заключается в том, что при выполнении двигательных действий предполагается относительное постоянство частоты (ЧД, f , 1/мин) и глубины дыхания (дыхательный объем – ДО, V_t , л), а также ритма – временного соотношения длительности времени вдоха и выдоха к длительности движений [2, 5, 8, 9]. Эти исследования мало способствуют процессу практического повышения эффективности и экономичности двигательных действий в беге.

В данной работе мы будем придерживаться предположения, что в беге причиной изменения характера внешнего дыхания является характер двигательных действий. В нашей работе мы применяем термин «поток дыхательного воздуха», который означает скорость движения как атмосферного воздуха в легкие при вдохе, так и движение альвеолярного воздуха из легких на выдохе, \bar{V} (л/с).

Материалы и методы. В исследовании принимали участие 12 студентов в возрасте 19–20 лет. Испытуемые были разделены на две группы. Отбор в первую группу проводился по результатам бега на 100 м ($< 14,1$ с) и бега на 3000 м ($< 13,40$ мин, с) – 8 человек, не занимающихся в спортивных секциях. Во вторую группу включены 4 человека по ре-

зультатам бега на 100 м ($< 12,0$ с) и бега на 3000 м ($< 12,00$ мин, с), занимающихся в секциях по легкой атлетике и имеющих I спортивный разряд.

В зарубежных и российских исследованиях двигательных действий человека широко используются различные акселерометры [8–10, 12, 13]. В нашем эксперименте ускорение движения туловища регистрировалось с помощью трехосевого акселерометра GDX-FOR (± 16 g), закрепленного на поясице. В зарубежных акселерометрах для удобного сравнения с другими регистрируемыми показателями ускорение движения регистрируется в единицах g ($9,8$ м/с²). Например, в покое вертикальная составляющая ускорения движения туловища равна 1 g, а в момент постановки стопы на опору – 5g (рис. 1). Следовательно, динамический вес бегуна в данный момент превышает его статическое значение в 5 раз. Поперечная (направо – налево) и сагиттальная (вперед – назад) составляющие ускорения туловища в покое равны 0. При движении их значения будут кратными величине g . Скорость потока дыхательного воздуха измерялась с помощью установленного на шлеме датчика спирометра SPR-ВТА (± 10 л/с). Датчики подключались к универсальному устройству сбора данных LABQ2, который помещался на спине испытуемого. Сигналы передавались на компьютер через Bluetooth.

Испытания проводились в спортивном зале длиной 70 м и шириной 18 м. Испытуемые выполняли следующие задания. В первый экспериментальный день: 1) 2 серии по 2 мин бега в невысоком, предпочитаемом для испытуемых темпе – для привыкания к бегу со снаряжением и со спирографом без регистрации данных; 2) 4 мин бега в предпочитаемом темпе с регистрацией сигналов на прямолинейных участках бега. Во второй экспериментальный день: 1) 2 попытки быстрого бега на отрезках 50 м – для привыкания к бегу со снаряжением и со спирографом без регистрации данных; 2) 2 попытки спринтерского бега

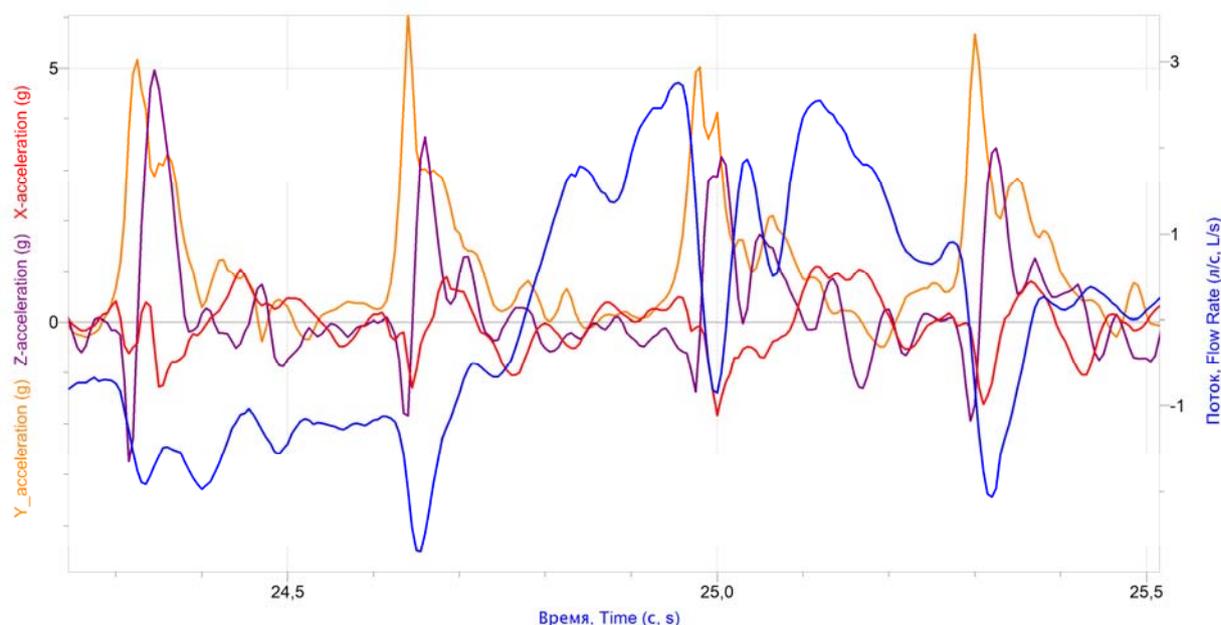


Рис. 1. Общий вид «сырых» графиков регистрируемых сигналов трех составляющих ускорения туловища X, Y, Z и потока дыхательного воздуха
Fig. 1. Raw data of the signals recorded from the three components of body acceleration (X, Y, and Z) and respiratory rate

на отрезках 30 м с регистрацией сигналов на компьютер.

Выбор метода анализа был сделан в соответствии с характером движений кинематических звеньев тела человека. Он носит колебательный характер. «Поскольку мышцы человека работают только на сокращение, в каждом суставном сочленении звенья совершают колебательное движение... А это значит, что последовательно вдоль тела через суставные сочленения распространяется колебательное движение» [5]. Функция внешнего дыхания обеспечивается следующей вязкоупругой биомеханической системой: позвоночник, грудная стенка, легкие, органы брюшной полости. «При воздействии на вязко-упругую систему циклической нагрузки амплитуда отклика системы будет зависеть от соотношения между частотой воздействия и собственной частотой системы» [5]. Спектральный анализ графиков поперечной (X), вертикальной (Y) и сагитальной (Z) составляющих ускорения движения туловища, а также скорости потока дыхательного воздуха (Поток, Flow Rate, \bar{V} (л/с)) проводился методом быстрого преобразования Фурье (БПФ, FFT) программой Excel и Logger Pro® 3. Частотный спектр сигнала – это распределение энергии сигнала по частотам. Спектр бывает амплитудный (ось ординат) и фазовый (ось абсцисс). Поскольку ускорение туловища (m/c^2) и поток воздуха

(л/с) имеют разную размерность, для анализа эти величины были масштабированы на оси ординат. Амплитудный спектр в данной работе не рассматривается. В качестве критерия качества дыхания мы принимали показатели фазового спектра – совпадение диапазонов частот трех составляющих ускорения туловища X, Y, Z с диапазонами частот потока дыхательного воздуха \bar{V} на оси абсцисс.

Результаты. Необходимо отметить, что частота дыхания f (1/мин) как количество циклов вдохов и выдохов за одну минуту и частота потока дыхательного воздуха как движение воздуха в легкие и обратно \bar{V} (л/с) не равны между собой. На волну продолжительного вдоха или выдоха человека может произвольно накладываться несколько коротких или вдохов («подвдохи»), или несколько коротких выдохов («подвыдохи») (рис. 2).

Визуальный анализ указанных выше регистрируемых сигналов (см. рис. 1) не может дать точное представление о том, насколько связано дыхание с ускорением движения туловища.

В отечественных и зарубежных источниках имеются данные о том, что соотношение дыхательных циклов с частотой шагов связаны определенными соотношениями [4, 7, 10, 15]. Например, считается, что у животных это соотношение выглядит как 1:1, т. е. на один вдох-выдох приходится один шаг [4, 11, 12].

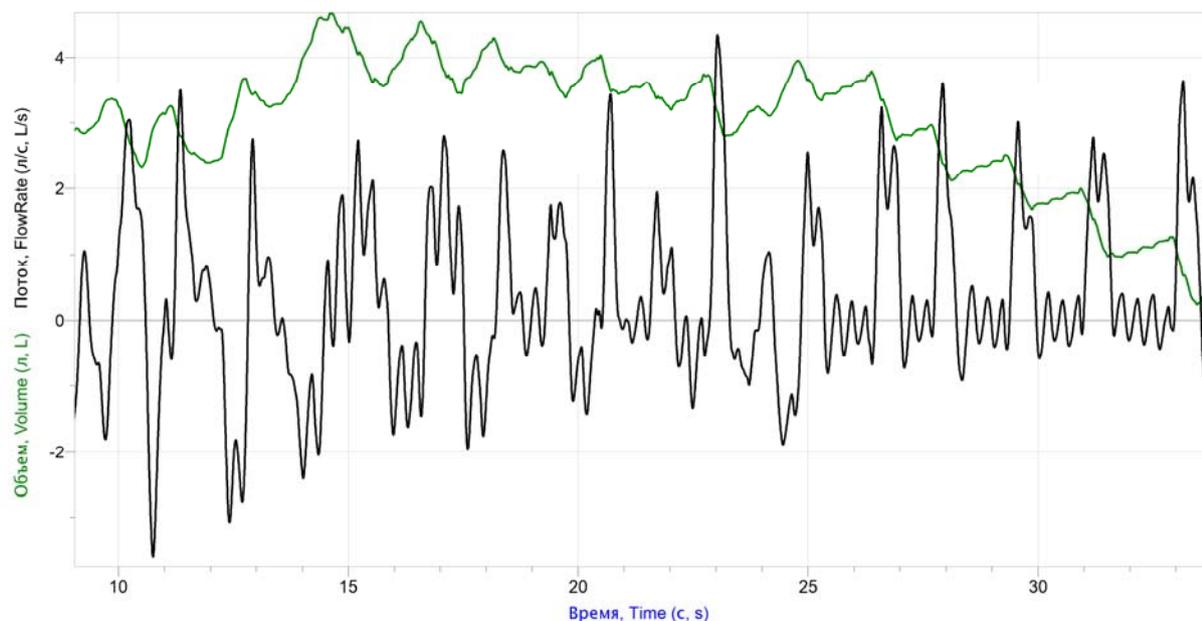


Рис. 2. Графики изменения дыхательного объема Объем (зеленый цвет) и потока дыхательного воздуха Поток (черный цвет)
Fig. 2. Tidal volume (green) and respiratory rate (black)

В этом случае на графике частотного спектра будет отображаться один только пик на оси абсцисс, так как частота дыхания будет совпадать с частотой шагов. У человека строгое соотношения дыхательных циклов к частоте шагов не обнаруживается. Оно может быть: 2:3; 1:2; 1:4 и др. [8, 11, 14, 15]. Например, при соотношении 1:4 и частоте шагов 180 1/мин (наиболее предпочитаемая для испытуемых) частота дыхательных циклов должна быть в четыре раза меньше – 45 (1/мин). На графике частотного спектра теоретически будут отображены два пика в двух разных частотных областях: дыхание – 0,75 Гц, а шаги – 3,0 Гц. Однако на рис. 3–6 отображены больше, чем только два пика частот как ускорений, так и потока воздуха.

При анализе частотных спектров было обнаружено, что наибольшее совпадение частот наблюдается в спектрах вертикальной (Y), сагиттальной (Z) составляющих ускорения туловища и потока дыхательного воздуха \bar{V} . Поэтому в данном анализе на рис. 3–6 мы исключаем показатели поперечной составляющей ускорения (X).

На всех частотных спектрах как при предпочитаемом темпе бега, так и при спринте видны три сильно выраженные гармоники Y и Z. Назовем их 1, 2 и 3-й гармониками. 1-я гармоника соответствует частоте шагов в единицах Гц и, следовательно, пикам Y, отражающим усилия в момент постановки стопы на опору.

2-я гармоника соответствует усилиям в момент амортизации и отталкивания от опоры (в 2 раза чаще, чем шаги). Определения природы 3-й и других последующих гармоник в рамках данной работы нами не раскрываются. Гармоники Y и Z совпадают по частоте, что свидетельствует о тесной взаимосвязи показателей. В нашем исследовании пиковая частота Y всегда приходится на 1-ю гармонику, понижаясь последовательно на 2-й и на 3-й гармонике. Однако пиковая частота Z может совпадать (см. рис. 3) или не совпадать с этими тремя гармониками (см. рис. 4). На рис. 5 и 6 пиковые частоты Z совпадают со 2-й гармоникой.

Для потока дыхательного воздуха также характерны определенные всплески амплитуды на фазовой оси частотного спектра сигналов. При предпочитаемом темпе бега как у спортсменов (см. рис. 3), так и у студентов (см. рис. 4) пиковые частоты потока \bar{V} находятся в области малых частот около 0,6 Гц (36 ± 2 цикла/мин ($p < 0,05$)), а пиковая частота Y – около 3 Гц (180 ± 6 шагов/мин ($p < 0,05$)). Согласно общепринятой методике подсчета соотношение частоты дыхательных циклов к частоте шагов в беге будет выглядеть как 1:5 ($36:180 = 1:5$). Однако у легкоатлета-бегуна (см. рис. 3) отмечаются высокие амплитуды \bar{V} на все трех гармониках. У студентов также отмечаются на всех трех гармониках всплески амплитуды \bar{V} , но на 1-й гармонике они менее выражены.

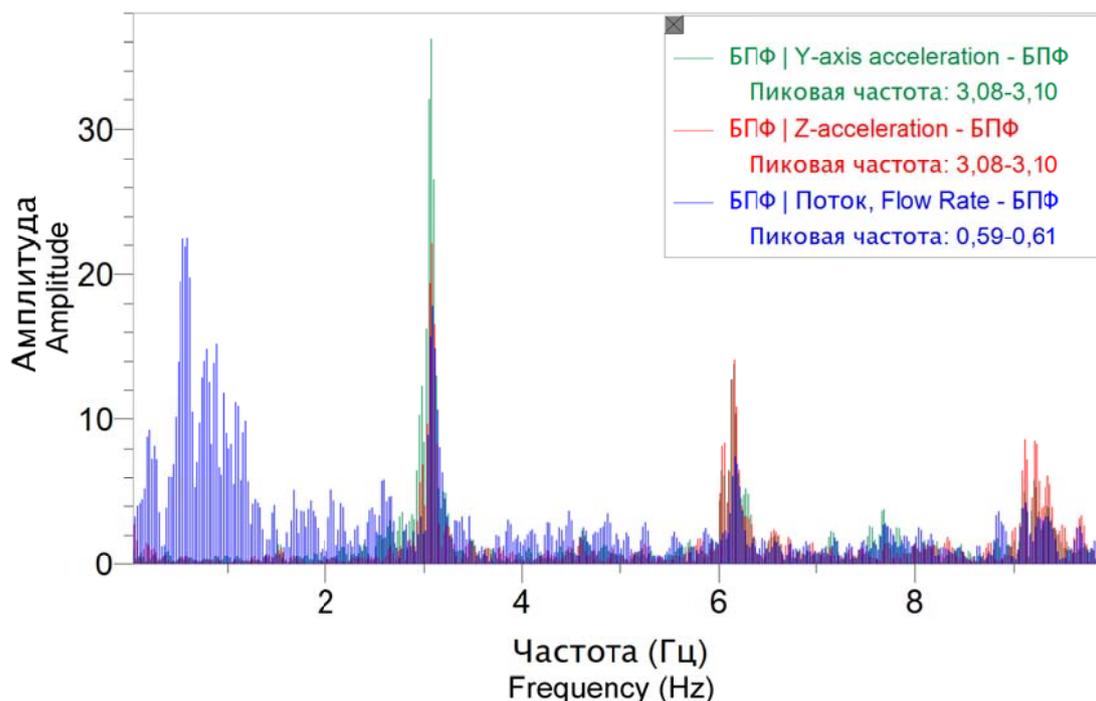


Рис. 3. Частотный спектр сигналов ускорений Y, Z и Потока дыхательного воздуха при «предпочитаемой» скорости бега около 185 шагов/мин, испытуемый К – I сп.р. (спринт)
Fig. 3. Acceleration frequency (Y, Z) and respiratory rate at the “preferred” running speed of about 185 steps per min, subject K, 1st rank (sprint)

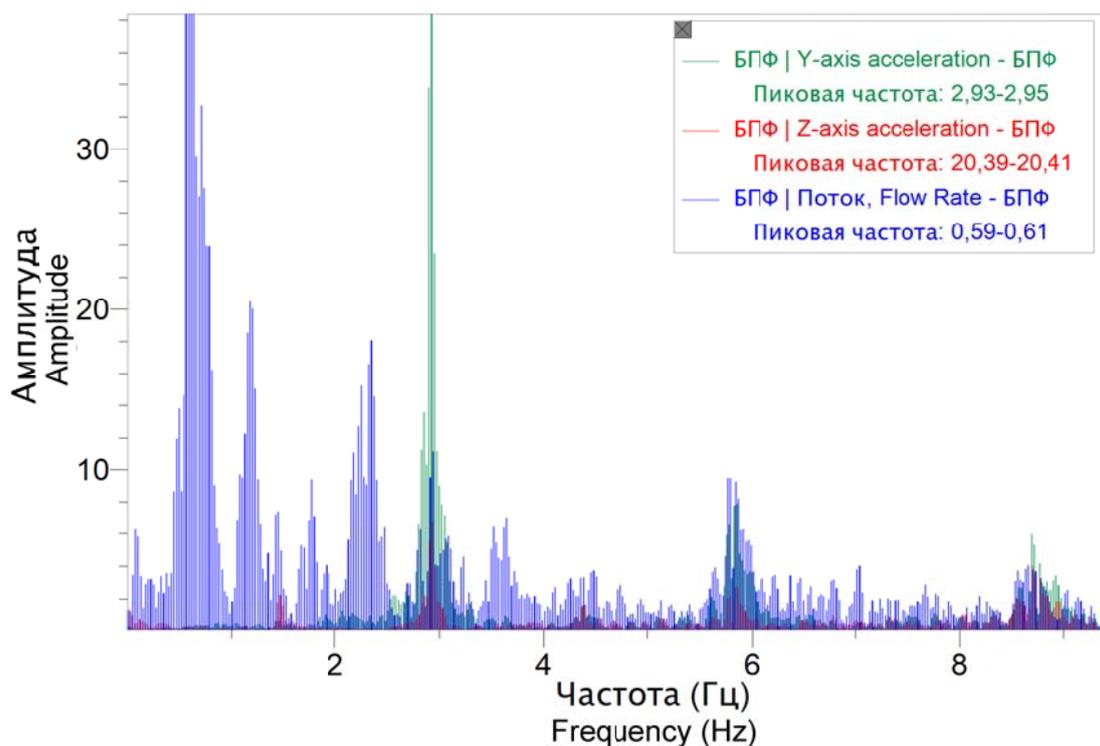


Рис. 4. Частотный спектр сигналов ускорений Y, Z и Потока дыхательного воздуха при «предпочитаемой» скорости бега около 176 шагов/мин, испытуемый Д – б/р (студент)
Fig. 4. Acceleration frequency (Y, Z) and respiratory rate at the “preferred” running speed of about 176 steps per min, subject D, no rank (student)

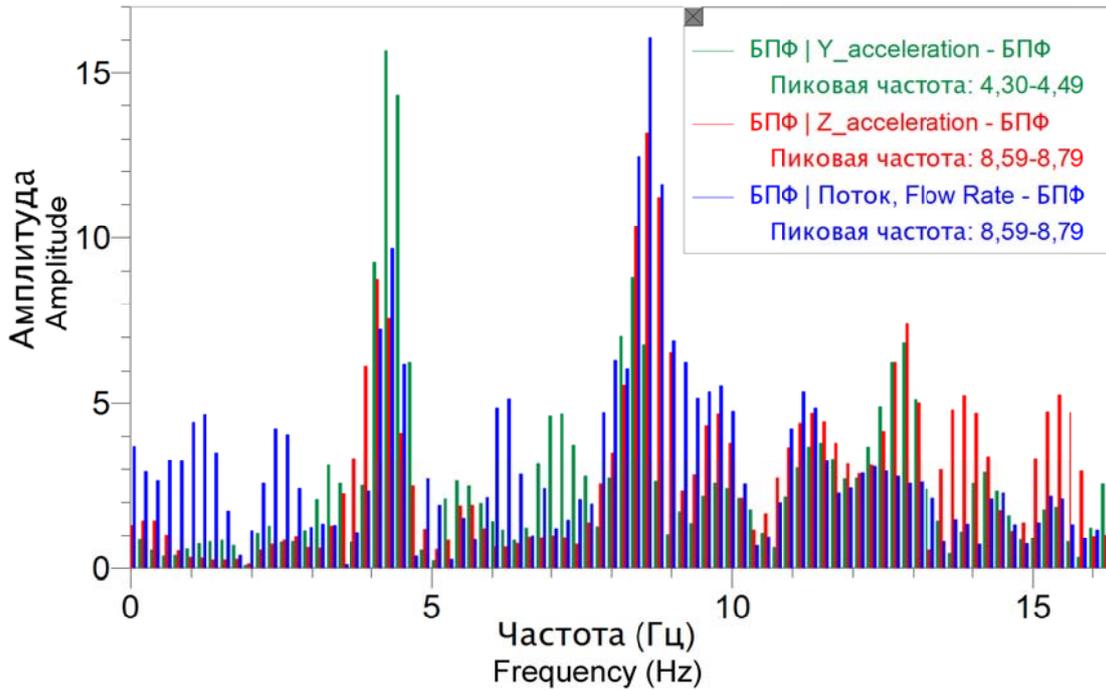


Рис. 5. Частотный спектр сигналов ускорений Y, Z и Потока дыхательного воздуха при «спринтерской» скорости бега около 260 шагов/мин, испытуемый К – I сп.р. (спринт)
 Fig. 5. Acceleration frequency (Y, Z) and respiratory rate at the sprint speed of about 260 steps per min, subject K, 1st rank (sprint)

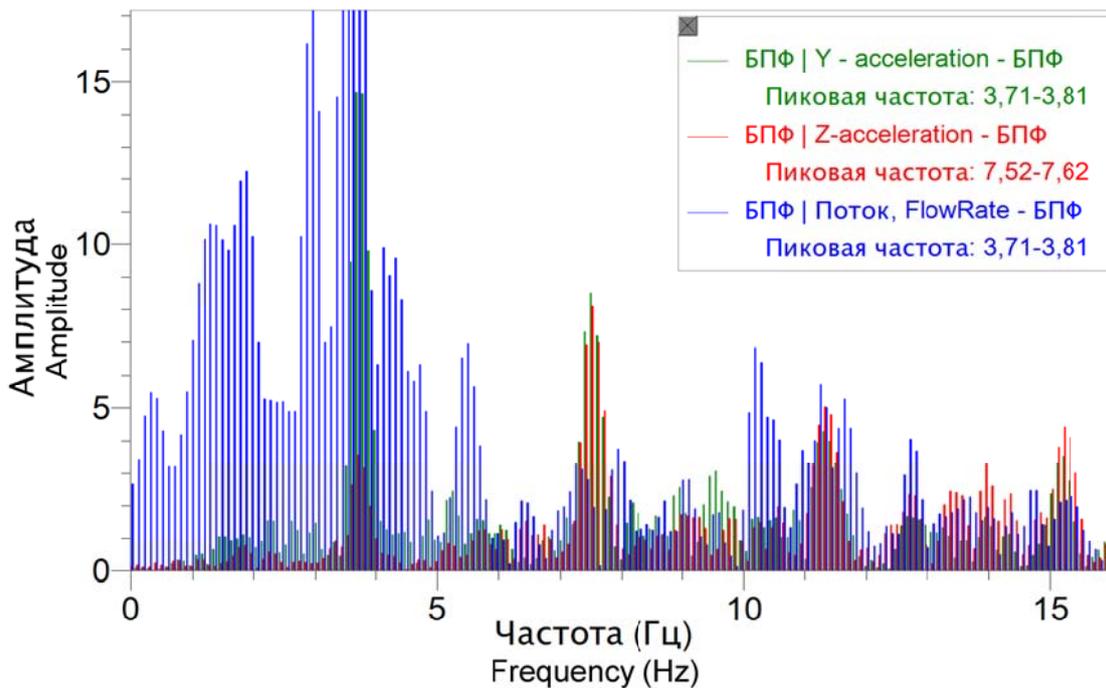


Рис. 6. Частотный спектр сигналов ускорений Y, Z и Потока дыхательного воздуха при «спринтерской» скорости бега около 225 шагов/мин, испытуемый Д – б/р (студент)
 Fig. 6. Acceleration frequency (Y, Z) and respiratory rate at the sprint speed of about 225 steps per min, subject D, no rank (student)

Частотный спектр у студентов характерен наличием пиков \bar{V} в области низких частот (см. рис. 4, 6).

При спринтерском беге как у спортсменов (см. рис. 5), так и у студентов (см. рис. 6) пиковая частота Z переходит во 2-ю гармонику. У спортсмена К пиковые частоты Z и \bar{V} находятся в диапазоне 2-й гармоники. Это связано с акцентированными усилиями бегуна вдоль сагиттальной (переднезадней) оси. У студента Д пиковые частоты Z и \bar{V} также совпадают, но они находятся в диапазоне 1-й гармоники. Мы предполагаем, что это связано с нерациональной техникой бега, в частности со стопорящей (тормозящей) постановкой ноги на опору [3].

Заключение. Анализ частотных спектров сигналов ускорения туловища и потока дыхательного воздуха показал, что у легкоатлето-бегунов имеется тесная связь дыхательных движений с проявляемыми усилиями в беге, которые отражаются в показателях ускорения туловища. Эта связь становится особенно тесной (жесткой) в диапазонах частот 1, 2 и 3-й гармоник. У спортсменов-бегунов при предпочитаемом темпе бега в области низких частот до частоты 1-й гармоники находится один пик потока дыхательного воздуха \bar{V} (см. рис. 3). Также значение сигнала \bar{V} имеет большие амплитуды во всех диапазонах указанных трех гармоник. При спринтерском беге отмечается высокая амплитуда \bar{V} в диапазоне 1-й и 2-й гармоник. Это означает, что дыхательные движения полностью вовлечены движениями кинематических звеньев (см. рис. 5).

В отличие от спортсменов, у студентов отмечается пик и большое число всплесков амплитуды \bar{V} в области низких частот и низкая амплитуда в диапазоне 1-й гармоники при

предпочитаемом темпе бега (см. рис. 4). Это указывает на избыточность дыхательных движений и недостаточное его вовлечение двигательными действиями при данном темпе бега. При спринтерском беге у студентов обнаруживается еще большее число всплесков амплитуды \bar{V} как в области низких частот, так и в области 2-й и 3-й гармоник (см. рис. 6). Однако пиковая частота \bar{V} совпадает с частотой 1-й гармоники, что указывает на силу влияния вынужденных колебаний с частотой 1-й гармоники на частоту потока дыхательного воздуха \bar{V} .

Таким образом, результаты исследования показывают, что совпадение частоты потока дыхательного воздуха \bar{V} с частотой первых трех гармоник Y и Z составляющих ускорения туловища является критерием эффективного вовлечения (захвата) дыхания двигательными действиями в беге человека. Частотные диапазоны «захвата» дыхания зависят от частоты динамических усилий бегуна. Такое явление подтверждает наличие предполагаемого нами механического контура регуляции дыхания в физических упражнениях [6].

В тренировочной деятельности данный метод исследования может быть применен для определения эффективности функции внешнего дыхания непосредственно во время бега. Результаты исследования позволяют выдвинуть гипотезу о том, что степень совпадения частот сигналов ускорения туловища и скорости потока дыхательного воздуха в фазовом спектре зависит от степени эффективности и экономичности двигательных действий в беге.

Данное исследование может внести некоторый теоретический вклад в физиологию дыхания человека при мышечной деятельности.

Список литературы

1. Бреслав, И.С. Дыхание и мышечная активность человека в спорте: Руководство для изучающих физиологию человека / И.С. Бреслав, Н.И. Волков, Р.В. Тамбовцева – М.: Совет. спорт, 2013. – 336 с.
2. Бреслав, И.С. Дыхание. Висцеральный и поведенческий аспекты / И.С. Бреслав, А.Д. Ноздрачев. – СПб.: Наука, 2005. – 309 с.
3. Головин, О.И. Методика обучения технике бега на длинные дистанции / О.И. Головин, Д.В. Ильиных. – https://www.elibrary.ru/download/elibrary_42824483_10296304.pdf (дата обращения: 28.12.2020).
4. Маршак, М.Е. Регуляция дыхания у человека / М.Е. Маршак. – М.: МЕДГИЗ, 1961. – 261 с.
5. Попов, Г.И. Биомеханика / Г.И. Попов. – М.: Академия, 2005. – 256 с.
6. Тихонов, В.Ф. Внешнее дыхание человека как система автоматического управления легочной вентиляцией / В.Ф. Тихонов // Наука и спорт: современные тенденции. – 2017. – № 1. – С. 94–99.

7. Физиология дыхания. – Л.: Наука, 1973. – 352 с. – (Руководство по физиологии)
8. A flexible and accurate method to estimate the mode and stability of spontaneous coordinated behaviors: The index-of-stability (IS) analysis / G. Zelic, D. Varoqui, J. Kim et al. // *Behav Res.* – 2018. – Vol. 50. – P. 182–194.
9. An Efficient Method of Detecting Breathing Frequency While Running / F. Gu, J. Niu, S.K. Das, Z. He // 2016 IEEE International Conference on Smart Computing (SMARTCOMP), St. Louis, MO. – 2016. – P. 1–8. DOI: 10.1109/SMARTCOMP.2016.7501677
10. Effect of cadence on locomotor-respiratory coupling during upper-body exercise / N.B. Tiller, M.J. Price, I.G. Campbell et al. // *Eur J Appl Physiol.* – 2017. – Vol. 117. – P. 279–287. DOI: 10.1007/s00421-016-3517-5
11. Exercise-induced trunk fatigue decreases double poling performance in well-trained cross-country skiers / E. Bucher, Ø. Sandbakk, L. Donath et al. // *Eur J Appl Physiol.* – 2018. – Vol. 118. – P. 2077–2087. DOI: 10.1007/s00421-018-3938-4
12. Independent respiratory and locomotor rhythms in running mice / C. Hérent, S. Diem, G. Fortin, J. Bouvier // *bioRxiv preprint*, 2020. – August 10. DOI: 10.1101/2020.08.09.242768
13. Locomotor-Respiratory Coupling in Wheelchair Racing Athletes: A Pilot Study / C. Perret, M. Wenger, C.A. Leicht, V.L. Goosey-Tolfrey // *Front. Physiol.* – 2016. – Vol. 7. – P. 11. DOI: 10.3389/fphys.2016.00011
14. Locomotor-respiratory coupling is maintained in simulated moderate altitude in trained distance runners / T.J. Fulton, H.L. Paris, A.S.L. Stickford et al. // *J Appl Physiol.* – 2018. – Vol. 125. – P. 1–7.
15. Stickford, A.S.L. *Ventilation and Locomotion in Humans: Mechanisms, Implications, and Perturbations to the Coupling of These Two Rhythms* / A.S.L. Stickford, J.L. Stickford // *Springer Science Reviews.* – 2014. – Vol. 2. – P. 95–118. DOI: 10.1007/s40362-014-0020-4

References

1. Breslav I.S., Volkov N.I., Tambovtseva R.V. *Dykhaniye i myshechnaya aktivnost cheloveka v sporte* [Breathing and Muscle Activity of a Person in Sports. A Guide for Students of Human Physiology]. Moscow, Soviet Sport Publ., 2013. 336 p.
2. Breslav I.S., Nozdrachev A.D. *Dykhaniye. Visceralnye i povedencheskie aspekty* [Breath. Visceral and Behavioral Aspects]. St. Petersburg, Science Publ., 2005. 309 p.
3. Golovin O. I., Ilinykh D.V. *Metodika obucheniya tehnike bega na dlinnye distantsyi* [Method of Teaching Long-Distance Running Technique]. Available at: https://www.elibrary.ru/download/elibrary_42824483_10296304.pdf (accessed 28.12.2020)
4. Marshak M.E. *Reguljatsiya dykhaniya u cheloveka* [Breathing Regulation in Humans]. Moscow, MEDGIZ Publ., 1961. 261 p.
5. Popov G.I. *Biomekhanika* [Biomechanics]. Moscow, Academy Publ., 2005. 256 p.
6. Tikhonov V.F. [External Respiration of a Person as a System for Automatic Control of Pulmonary Ventilation]. *Nauka i sport: sovremennye tendentsyi* [Science and Sports. Current Trends], 2017, no. 1, pp. 94–99. (in Russ.)
7. *Fiziologiya dykhaniya* [Physiology of Respiration. Series. A Guide to Physiology]. Leningrad, Science Publ., 1973. 352 p.
8. Zelic G., Varoqui D., Kim J. et al. A Flexible and Accurate Method to Estimate the Mode and Stability of Spontaneous Coordinated Behaviors: The Index-of-Stability (IS) Analysis. *Behav Reserch*, 2018, vol. 50, pp. 182–194. DOI: 10.3758/s13428-017-0861-2
9. Gu F., Niu J., Das S.K., He Z. An Efficient Method of Detecting Breathing Frequency While Running. *2016 IEEE International Conference on Smart Computing (SMARTCOMP)*, St. Louis, MO, 2016, pp. 1–8. DOI: 10.1109/SMARTCOMP.2016.7501677
10. Tiller N.B., Price M.J., Campbell I.G. et al. Effect of Cadence on Locomotor-Respiratory Coupling During Upper-Body Exercise. *European Journal Appl. Physiology*, 2017, vol. 117, pp. 279–287. DOI: 10.1007/s00421-016-3517-5
11. Bucher E., Sandbakk Ø., Donath L. et al. Exercise-Induced Trunk Fatigue Decreases Double Poling Performance in Well-Trained Cross-Country Skiers. *European Journal Appl. Physiology*, 2018, vol. 118, pp. 2077–2087. DOI: 10.1007/s00421-018-3938-4

12. Hérent C., Diem S., Fortin G., Bouvier J. Independent Respiratory and Locomotor Rhythms in Running Mice. *BioRxiv preprint*, 2020. August 10. DOI: 10.1101/2020.08.09.242768
13. Perret C., Wenger M., Leicht C.A., Goosey-Tolfrey V.L. Locomotor-Respiratory Coupling in Wheelchair Racing Athletes: A Pilot Study. *Front. Physiology*, 2016, vol. 7, p. 11. DOI: 10.3389/fphys.2016.00011
14. Fulton T.J., Paris H.L., Stickford A.S.L. et al. Locomotor-Respiratory Coupling is Maintained in Simulated Moderate Altitude in Trained Distance Runners. *Journal Appl Physiology*, 2018, vol. 125, pp. 1–7. DOI: 10.1152/jappphysiol.01122.2017
15. Stickford A.S.L., Stickford J.L. Ventilation and Locomotion in Humans: Mechanisms, Implications, and Perturbations to the Coupling of These Two Rhythms. *Springer Science Reviews*, 2014, vol. 2, pp. 95–118. DOI: 10.1007/s40362-014-0020-4

Информация об авторе

Тихонов Владимир Федорович, кандидат педагогических наук, заведующий кафедрой физической культуры и спорта, Чувашский государственный университет им. И.Н. Ульянова, Чебоксары, Россия.

Information about the author

Vladimir F. Tikhonov, Candidate of Pedagogical Sciences, Head of the Department of Physical Education and Sport, I.N. Ulianov Chuvash State University, Cheboksary, Russia.

Статья поступила в редакцию 28.08.2022

The article was submitted 28.08.2022