

УДК 616.12-008.3-073.96:796/799

## Влияние сократимости сердца и его сосудистой нагрузки на частоту сердечных сокращений у спортсменов

В. Р. Орел<sup>1,a</sup>, Р. В. Тамбовцева<sup>1,b</sup>, Е. А. Фирсова<sup>2,c</sup>

<sup>1</sup> НИИ спорта Российского государственного университета  
физической культуры, спорта, молодежи и туризма,  
Россия, 105122, г. Москва, Сиреневый бульвар, д. 4

<sup>2</sup> Филиал Российского государственного социального университета в городе Клин,  
Россия, 141607, Московская область, г. Клин, Волоколамское шоссе, д. 20/1

E-mail: <sup>a</sup>orel.v2010@yandex.ru, <sup>b</sup>ritta@mail.ru, <sup>c</sup>fea6916@mail.ru

*Получено 21.11.2016, после доработки — 22.01.2017.*

*Принято к публикации 03.03.2017.*

Частота сердечных сокращений (ЧСС) является наиболее доступным для измерения показателем. С целью контроля индивидуальной реакции на нагрузочность физических упражнений ЧСС измеряется при выполнении спортсменами мышечной работы разных типов (работа на силовых тренажерах, различные виды тренировочных и соревновательных нагрузок). По величине ЧСС и динамике ее изменения при мышечной работе и восстановлении можно объективно судить о функциональном состоянии сердечно-сосудистой системы спортсмена, об уровне его индивидуальной физической работоспособности, а также об адаптивной реакции на ту или иную физическую нагрузку. Однако ЧСС не является самостоятельным детерминантом физического состояния спортсмена. Величина ЧСС формируется в результате взаимодействия основных физиологических механизмов, определяющих гемодинамический режим сердечного выброса. Сердечный ритм зависит, с одной стороны, от сократимости сердца, от венозного возврата, от объемов предсердий и желудочков сердца, а с другой стороны — от сосудистой нагрузки сердца, основными компонентами которой являются эластическое и периферическое сопротивление артериальной системы. Величины сосудистых сопротивлений артериальной системы зависят от мощности мышечной работы и времени ее выполнения. Чувствительность ЧСС к изменениям сосудистой нагрузки сердца и его сократимости определялась у спортсменов по результатам парного регрессионного анализа одновременно зарегистрированных данных ЧСС, периферического ( $R$ ) и эластического ( $E_a$ ) сопротивлений (сосудистая нагрузка сердца), а также механической мощности ( $W$ ) сердечных сокращений (сократимость сердца). Коэффициенты чувствительности и коэффициенты парной корреляции между ЧСС и показателями сосудистой нагрузки и сократимости левого желудочка сердца спортсмена определялись в покое и при выполнении мышечной работы на велоэргометре. Показано, что с ростом мощности велоэргометрической нагрузки и увеличением ЧСС возрастают также коэффициенты корреляции и чувствительности между ЧСС и показателями сосудистой нагрузки сердца ( $R$ ,  $E_a$ ) и его сократимости ( $W$ ).

Ключевые слова: частота сердечных сокращений, артериальное давление, фазовые интервалы сердечного цикла, сосудистые сопротивления, коэффициент чувствительности, коэффициент корреляции, сократимость, мощность сердечных сокращений

UDC: 616.12-008.3-073.96:796/799

## Effects of the heart contractility and its vascular load on the heart rate in athletes

V. R. Orel<sup>1,a</sup>, R. V. Tambovtseva<sup>1,b</sup>, E. A. Firsova<sup>2,c</sup>

<sup>1</sup> Russian State University Of Physical Culture, Youth Sports And Tourism,  
4 Sireneviy st., Moscow, 105122, Russia

<sup>2</sup> The branch of Russian state social University in Klin,  
20/1 Volokolamsky st., Moscow region, Klin, 141607, Russia

E-mail: <sup>a</sup> orel.v2010@yandex.ru, <sup>b</sup> ritta@mail.ru, <sup>c</sup> fea6916@mail.ru

*Received 21.11.2016, after completion — 22.01.2017.  
Accepted for publication 03.03.2017.*

Heart rate (HR) is the most affordable indicator for measuring. In order to control the individual response to physical exercises of different load types heart rate is measured when the athletes perform different types of muscular work (strength machines, various types of training and competitive exercises). The magnitude of heart rate and its dynamics during muscular work and recovery can be objectively judged on the functional status of the cardiovascular system of an athlete, the level of its individual physical performance, as well as an adaptive response to a particular exercise. However, the heart rate is not an independent determinant of the physical condition of an athlete. HR size is formed by the interaction of the basic physiological mechanisms underlying cardiac hemodynamic ejection mode. Heart rate depends on one hand, on contractility of the heart, the venous return, the volumes of the atria and ventricles of the heart and from vascular heart load, the main components of which are elastic and peripheral resistance of the arterial system on the other hand. The values of arterial system vascular resistances depend on the power of muscular work and its duration. HR sensitivity to changes in heart load and vascular contraction was determined in athletes by pair regression analysis simultaneously recorded heart rate data, and peripheral ( $R$ ) and elastic ( $E_a$ ) resistance (heart vascular load), and the power ( $W$ ) of heartbeats (cardiac contractility). The coefficients of sensitivity and pair correlation between heart rate indicators and vascular load and contractility of left ventricle of the heart were determined in athletes at rest and during the muscular work on the cycle ergometer. It is shown that increase in both ergometer power load and heart rate is accompanied by the increase of correlation coefficients and coefficients of the heart rate sensitivity to  $R$ ,  $E_a$  and  $W$ .

**Keywords:** heart rate (HR), blood pressure, phase intervals of the cardiac cycle, vascular resistance, sensitivity coefficient, correlation coefficient, contractility, heart rate power

Citation: *Computer Research and Modeling*, 2017, vol. 9, no. 2, pp. 323–329 (Russian).

## 1. Материалы и методы

Представленные ниже данные получены при исследовании спортсменов ( $n = 143$ ) разных специализаций и уровней квалификации в возрасте от 18 до 34 лет. В покое и при мышечной работе на велоэргометре с мощностями 500 и 1000 кГм/мин аускультативно измерялось систолическое и диастолическое артериальное давление; а минутный кровоток и фазовые интервалы сердечного цикла измерялись неинвазивно с помощью тетраполярной реографии (программно-измерительный комплекс «РЕОДИН-504») [Инструментальные методы..., 1994; Орел, 2009; Орел, 2013; Орел, Попов, Качалов, 2015].

Расчеты исследуемых показателей проводились на ПК по ранее полученным формулам [Карпман, Орел, 1993; Карпман, Орел, Кочина и др., 1994; Орел, 2009; Orel, 2013], основанным на известной модели [Каро, Педли, Шротер, Сид, 1981; Карпман, Орел, 1986; Карпман, Орел, Кочина и др., 1994; Орел, 2009] аортальной компрессионной камеры (АКК). Давление  $P(t)$  крови в АКК в любой момент сердечного цикла определяется из аналитического решения основного уравнения теории Франка [Каро, Педли, Шротер, Сид, 1981; Орел, 2009]:

$$\frac{dP}{dt} = E_a \left( Q(t) - \frac{P(t)}{R} \right), \quad t \in (0; C), \quad (1)$$

с учетом соответствующих граничных условий:

$$P(0) = P_d, \quad P(S) = P_s, \quad P(C) = P_d, \quad (2)$$

где  $Q(t)$  — входной двухфазный кровоток [Орел В.Р, 2009];  $C$  — длительность сердечного цикла;  $S$  — длительность периода изгнания;  $S \in (0, C)$ ;  $P_d, P_s$  — величины диастолического и систолического давлений в АКК.

При этом периферическое ( $R$ ) и эластическое ( $E_a$ ) сопротивление аортальной компрессионной камеры (АКК) определялись индивидуально для каждого испытуемого [Каро, Педли, Шротер, Сид, 1981; Карпман, Орел, 1986; Карпман, Орел, Кочина Н и др., 1994; Орел, 2009] на основе решения дифференциального уравнения (1) как его собственные параметры, позволяющие получить точное решение трехточечной краевой задачи с условиями (2).

Также на ПК выполнялась статистическая обработка результатов [Иберла, 1980], рассчитывались коэффициенты корреляции и чувствительности [Афанасьев, Колмановский, Носов, 1989; Льюнг, 1993; Розенвассер, Юсупов, 1971; Frank, 1978] ЧСС по величинам формирующих ее факторов сосудистой нагрузки и сократимости сердца. В общем виде [Афанасьев, Колмановский, Носов, 1989; Льюнг, 1993; Розенвассер, Юсупов, 1971; Frank, 1978; Komine, Sugawara, Hayashi, Yoshizawa, Yokoi, 2009] средняя величина коэффициента чувствительности  $\eta$  показателя  $Y$  от детерминирующего его величину показателя  $X$  определяется процентным изменением  $\delta_X$  величины  $X$  и дается соотношением

$$\eta = \frac{\partial X}{\partial Y}(\bar{X}) \frac{\bar{X}}{\bar{Y}} \delta_X, \quad (3)$$

где  $\frac{\partial X}{\partial Y}(\bar{X})$  — частная производная  $Y$  по  $X$  при  $X = \bar{X}$ ,  $Y = \bar{Y}$ ;  $\bar{X}$ ,  $\bar{Y}$  — средние величины показателей  $X$  и  $Y$ ; везде ниже  $\delta_X = 1\%$ .

В качестве частной производной  $\frac{\partial X}{\partial Y}(\bar{X})$  при статистической обработке большого массива данных можно использовать [Иберла, 1980; Льюнг, 1993; Орел, 2013; Орел, Попов, Качалов

и др., 2015] угловой коэффициент  $a_X$  из уравнения парной линейной регрессии между показателями  $X$  и  $Y$  ( $Y = a_X X + b_X$ ).

Коэффициент чувствительности  $\eta$  из (3) показывает, на сколько процентов от своей средней величины изменяется показатель  $Y$  при изменении показателя  $X$  на  $\delta_X$  процентов от его средней величины.

Ниже рассматриваются вопросы совместных изменений ЧСС и формирующих ее величину факторов системной гемодинамики и сосудистой нагрузки левого желудочка сердца в покое и при дозированной мышечной работе.

## 2. Результаты и обсуждение

В таблице 1 представлены величины ЧСС, эластического ( $E_a$ ) и периферического ( $R$ ) сопротивления артериальной системы и одного из показателей сократимости левого желудочка — механической мощности сокращений левого желудочка сердца ( $W$ ) [Орел, 2009; Орел, 2013]. Все показатели значимо изменяются при переходе от покоя к мышечной работе на велоэргометре с мощностями 500 и 1000 кгм/мин. Показатели (таблица 1) изменяются практически не менее чем в 2 раза по сравнению с данными покоя, а мощность сердечных сокращений увеличилась в среднем в 8 раз. Представленные данные хорошо согласуются с ранее полученными результатами [Карпман, Орел, 1993; Карпман, Орел, Кочина и др., 1994; Льюнг, 1993; Орел, 2013].

Таблица 1. Частота сердечных сокращений, сосудистые сопротивления и сократимость ЛЖ в покое и при мышечной работе ( $\bar{X} \pm \sigma$ )

Показатель	Покой	Мощность мышечной работы, кгм/мин	
		500	1000
Частота сердечных сокращений, уд/мин	66.3 ± 6.1	112 ± 7.8	147 ± 11
Эластическое сопротивление, дин·см <sup>-5</sup>	1102 ± 216	1454 ± 216	2107 ± 379
Периферическое сопротивление, дин·с·см <sup>-5</sup>	1720 ± 241	818 ± 62	612 ± 43
Мощность ЛЖ, мВт	1217 ± 251	3897 ± 611	9812 ± 2283

Для выявления селективных влияний сосудистых сопротивлений и сократимости ЛЖ на величину ЧСС в разных условиях, представленных в таблице 1, был проведен корреляционный и регрессионный анализ данных [Иберла, 1980; Орел, 2009; Орел, Попов, Качалов и др., 2015]. Также были проведены расчеты по формуле (3) коэффициентов чувствительности  $\eta$  величины ЧСС к изменениям влияющих на ее величину показателей (таблица 1). Коэффициенты корреляции и чувствительности ЧСС представлены в таблице 2.

Корреляционные взаимосвязи ЧСС с  $E_a$  являются вполне статистически значимыми [Иберла, 1980;] как в покое, так и при мышечной работе (таблица 2). Причем величина коэффициента корреляции строго возрастает с ростом интенсивности мышечной работы, что связано со значительным увеличением в этих условиях самой величины эластического сопротивления артериальной системы (таблица 1).

Коэффициенты чувствительности ЧСС к изменениям эластического сопротивления (таблица 2) в определенной мере возрастают от условий покоя ко все более интенсивной мышечной работе, повышаясь от 0.23 % до 0.35 % при однопроцентном (1 %) изменении  $E_a$  к его соответствующим средним величинам (таблица 1). Эти данные говорят о том, что рост эластического сопротивления во всех рассмотренных случаях достоверно влечет увеличение ЧСС, которое

составляет от 0.23 % в условиях покоя до 0.35 % при мышечной работе с мощностью 1000 кГм/мин при увеличении  $E_a$  на 1 % по отношению к его среднему значению в соответствующем столбце таблицы 1.

Таблица 2. Коэффициенты корреляции ( $K$ ) и чувствительности ( $\eta$ ) ЧСС с сосудистыми сопротивлениями и сократимостью ЛЖ в покое и при мышечной работе

Показатель		Покой	Мощность мышечной работы, кГм/мин	
			500	1000
Эластическое сопротивление	$K$	0.483	0.724	0.838
	$\eta$	0.23	0.233	0.349
Периферическое сопротивление	$K$	0.108*	0.321	0.736
	$\eta$	0.067	0.237	0.847
Мощность ЛЖ	$K$	0.07*	0.517	0.612
	$\eta$	0.009	0.053	0.255

*Примечание.* Значок \* означает отсутствие достоверной корреляционной связи —  $p > 0.1$ .

В условиях покоя величины периферического сопротивления и мощности сердечных сокращений ЛЖ не имеют статистически достоверного влияния на ЧСС (таблица 2). При этом и процентные изменения ЧСС крайне малы по сравнению с возможными изменениями ( $\delta_X$ ) периферического сопротивления и МЛЖ.

В то же время при мышечной работе корреляции ЧСС с МЛЖ и периферическим сопротивлением оказываются статистически достоверными (таблица 2). Процентные коэффициенты чувствительности ЧСС к изменениям периферического сопротивления оказались в среднем больше, чем у эластического сопротивления, увеличиваясь при мышечной работе от  $0.237 \delta_X$  до  $0.847 \delta_X$  (таблица 2).

В свою очередь, коэффициент чувствительности ЧСС к мощности сердечных сокращений при 500 кГм/мин составлял лишь от  $0.053 \cdot \delta_X$  %, при нагрузке 1000 кГм/мин величина  $\eta$  стала уже вполне сравнимой с показателями чувствительности ЧСС к сопротивлениям  $E_a$  и  $R$ ,  $\eta = 0.255 \cdot \delta_X$  % (таблица 2).

Заметим, что изменения периферического сопротивления в покое имеют в среднем совершенно незначительное влияние (таблица 2) на изменения ЧСС в этих условиях. Вероятнее всего, это связано со сравнительно малой величиной эластического сопротивления (таблица 1) в покое, за счет чего левый желудочек сердца напрямую практически не взаимодействует с периферическим сопротивлением [Карпман, Орел, 1993; Орел, 2009; Орел, Попов, Качалов и др.].

Рост  $E_a$  с увеличением мощности мышечной работы приводит к усилению взаимодействия ЛЖ с периферией за счет возросшей жесткости стенок артериального дерева (таблица 1), обеспечивающей передачу заметной части усилий ЛЖ к периферическому руслу, через более напряженный ветвящийся столб крови артериального дерева. В условиях мышечной работы коэффициенты чувствительности ЧСС к периферическому сопротивлению (таблица 2) оказались даже больше, чем в случае  $E_a$ .

Усиливающаяся по мере роста  $E_a$  при мышечной работе (таблица 1) также и чувствительность ЧСС к сократимости ЛЖ (таблица 2, 1000 кГм/мин), по-видимому, связана с действием в интактном организме спортсменов механизма Анрепа [Карпман, Любина, 1982; Орел, 2009; Ангер, 1912]. При этом в ответ на увеличение сосудистой нагрузки левого желудочка сердца возрастают также усилия миокарда ЛЖ при выбросе крови, а вместе с ними значительно растет и мощность сокращений ЛЖ (таблица 1).

## Список литературы (References)

- Афанасьев В. Н., Колмановский В. Б., Носов В. Р.* Математическая теория конструирования систем управления. — М.: Высшая школа, 1989. — 448 с.  
*Aphanas'ev V. N., Kolmanovskiy V. B., Nosov V. R.* Matematicheskaya teoriya konstruirovaniya sistem upravleniya. — Moscow: Vysshaya shkola, 1989. — 448 p. (in Russian).
- Иберла К.* Факторный анализ // Пер. с нем. — М.: Статистика, 1980. — 398 с.  
*Uberla K.* Faktorenanalyse. — Berlin: Soringer Verlag, 1977. (Russ. Ed.: *Iberla K.* Phaktorny analiz. — Moscow: Statistika, 1980. — 398 p.)
- Инструментальные методы исследования в кардиологии (Руководство) / Ред. Г. И. Сидоренко. — Минск, 1994. — 272 с.  
*Instrumental'nye metody issledovaniya v kardiologii (Rukovodstvo) / Red. G. I. Sidorenko.* — Minsk, 1994. — 272 p. (in Russian).
- Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У.* Механика кровообращения. — М.: Мир, 1981. — 624 с.  
*Caro C. G., Pedly T. J., Schroter R. C., Seed W. A.* The mechanics of the circulation. — Oxford: Oxford University Press. — 1978. (Russ. Ed.: *Karo K., Pedli T., Shroter R., Sid U.* Mekhanika krovoobrascheniya. — Moscow: Mir, 1981. — 624 p.)
- Карпман В. Л., Любина Б. Г.* Динамика кровообращения у спортсменов. — М.: ФиС, 1982. — 135 с.  
*Karptan V. L., Lyubina B. G.* Dinamika krovoobrascheniya u sportsmenov. — Moscow: PhiS, 1982. — 135 p. (in Russian).
- Карпман В. Л., Орел В. Р.* Артериальный импеданс у спортсменов // Труды ученых ГЦОЛИФК. 75 лет. Ежегодник — М.: ГЦОЛИФК, 1993. — С. 262–271.  
*Karptan V. L., Orel V. R.* Arterial'nyi impedans u sportsmenov // Trudy uchenykh GTsOLIPhK. 75 let. — Moscow: GTsOLIPhK, 1993. — P. 262–271 (in Russian).
- Карпман В. Л., Орел В. Р.* Исследование артериального импеданса у человека // Кардиореспир. система. Колич. характеристики. — Таллин: Валгус, 1986. — С. 42–80.  
*Karptan V. L., Orel V. R.* Issledovaniye arterial'nogo impedansa u cheloveka // Kardiorespir. sistema. Kolich. Haraktersitiki. — Tallin: Valgus, 1986. — P. 42–80 (in Russian).
- Карпман В. Л., Орел В. Р., Кочина Н. Г. и др.* Эластическое сопротивление артериальной системы у спортсменов // Клинико-физиологические характеристики сердечно-сосудистой системы у спортсменов. — М.: РГАФК, 1994. — С. 117–129.  
*Karptan V. L., Orel V. R., Kochina N. G. et al.* Elasticheskoye soprotivlenie u sportsmenov // Kliniko-physiol. kharakteristiki serdechno-sosudistoi sistemi u sportsmenov. — Moscow: RGAFK, 1994. — P. 117–129 (in Russian).
- Лищук В. А.* Математическая теория кровообращения. — М.: Медицина, 1991. — 256 с.  
*Lishchuk V. A.* Matematicheskaya teoriya krovoobrascheniya. — Moscow: Meditsina, 1991. — 256 p. (in Russian).
- Льонг Л.* Идентификация систем. Теория для пользователя / Пер. с англ. / Под ред. Я. З. Цыпкина. — М.: Наука, 1991. — 432 с.  
*Ljung L.* System Identification: Theory for the User. — Prentice-Hall, Inc., 1987. (Russ. Ed.: *L'ung L.* Identifiktsiya system: teoriya dlya pol'zovatelya. — Moscow: Nauka, 1991. — 432 p.)
- Орел В. Р.* Адаптивные эффекты взаимодействия сердца и сосудов у спортсменов // Спортсмен в междисциплинарном исследовании: Монография / Под ред. М. П. Шестакова. — М.: ТВТ Дивизион, 2009. — С. 210–258.  
*Orel V. R.* Adaptivnye efekty vzaimodeystviya serdtsa i sosudov u sportsmenov // Sportsmen v mezdistsiplinarnom issledovanii: Monografiya. — Moscow: TVT Divizion, 2009. — P. 210–258 (in Russian).
- Орел В. Р.* Неинвазивные оценки показателей сосудистой нагрузки сердца и его сократимости у спортсменов и у больных гипертонией // Терапевт. — 2013. — № 9. — С. 24–29.  
*Orel V. R.* Neinvazivny'e otsenki pokazateley sosudistoy nagruzkiserdtsa i ego sokratimosti u sportsmenov i bol'nykh gipertoniei // Terapevt. — 2013. — No. 9. — P. 24–29 (in Russian).
- Орел В. Р., Попов Г. И., Качалов А. А. и др.* Селективные взаимосвязи между показателями гемодинамики и сосудистыми сопротивлениями при магнитной стимуляции мышц бедер // Терапевт. — 2015. — № 3. — С. 10–15.  
*Orel V. R., Popov G. I., Kachalov A. A. et al.* Selektivnye vzaimosvyazi mezdu pokazatelyami gemodinamiki i sosudistymi soprotivleniyami pri magnitnoy stimulyatsiyami myshts b'eder // Terapevt. — 2015. — No. 3. — P. 10–15 (in Russian).

- Орел В. Р., Травинская А. Г., Головина Т. Б. и др.* Сосудистая нагрузка сердца и его сократимость у спортсменов различной выносливости // Диагностика и лечение нарушений регуляции сердечно-сосудистой системы. — IV научно-практическая конференция. — М.: ГКГ МВД РФ, 2002. — С. 211–213.
- Orel V. R., Travinskaya A. G., Golovina T. B. et al.* Sosudisnaya nagruzka serdtsa i ego sokratimost u sportsmenov razlichny vyносливости // Diagnostika i lecheniye narusheniy regulyatsii serdechno-sosudisnoy sistemy. — IV nauchno-prakticheskaya konferentsiya. — Moscow: GKG MVD RF, 2002. — P. 211–213 (in Russian).
- Розенwasser Е. Н., Юсупов Р. М.* Методы теории чувствительности в автоматическом управлении. — Л.: Энергия, 1971. — 544 с.
- RozenWasser E. N., Yusupov R. M.* Metody teorii chuvstvitel'nosti. — L.: Energiya, 1971. — 544 p. (in Russian).
- Anrep G. V.* On the part played by the suprarenals in the normal vascular reactions of the body // J. Physiol. (London). — 1912. — Vol. 45. — P. 307–317.
- Frank P. M.* An introduction to system sensitivity theory. — NY: Academic Press, 1978. — P. 9–10.
- Komine H., Sugawara J., Hayashi K., Yoshizawa M., Yokoi T.* Regular endurance exercise in young men increases arterial baroreflex sensitivity through neural alteration of baroreflex arc // J. Appl. Physiol. — 2009. — Vol. 106. — P. 1499–1505.