

# Особенности функционирования сердечно-сосудистой системы у лиц, постоянно выполняющих силовые нагрузки

**С. А. Коваленко**

Черкасский национальный университет имени Богдана Хмельницкого, Черкассы, Украина

**Резюме.** На 27 спортсменах-чоловіках-пауерліфтерах і 30 неспортсменах віком 18–24 років проведено вимірювання показників центральної гемодинаміки, варіабельності ударного об'єму крові і серцевого ритму, їхньої синхронізації у стані спокою лежачи, при ортопробі, дозованому фізичному навантаженні. З'ясовано, що особи, які постійно виконують силові навантаження, мають більш високий рівень кровонаповнення органів грудної клітки, який може приводити до подальших змін центральної гемодинаміки, артеріального тиску, хвильових процесів у серцево-судинній системі.

**Ключові слова:** силові навантаження, артеріальний тиск, варіабельність серцевого ритму.

**Summary.** In 27 male powerlifters and 30 non-sportsmen aged 18–24 the parameters of central haemodynamics, the variability of stroke volume and heart rhythm, their timing in prone position, tilt test and dosed physical loading were measured. The individuals with regular power loading were found to have higher level of blood filling of chest organs which may lead to further change of central haemodynamics, arterial pressure, wave processes in cardiovascular system.

**Key words:** power loading, arterial pressure, heart rate variability.

**Постановка проблемы.** В настоящее время достаточно полно изучены адаптационные изменения в сердечно-сосудистой системе под влиянием регулярных занятий циклическими динамическими упражнениями. Показаны особенности как морфологии сердца и сосудов [2], так и функциональных проявлений их деятельности [11] у спортсменов видов спорта с преимущественным проявлением выносливости. Исследований, посвященных влиянию на сердечно-сосудистую систему систематических занятий нагрузками силового характера, намного меньше, их результаты неоднозначны и довольно противоречивы [2, 6]. Вместе с этим изучение приспособительных гемодинамических реакций при силовых тренировках может открыть новые перспективы профилактического воздействия на функциональное состояние спортсменов и лиц, занимающихся фитнесом, с целью предупреждения патологических состояний.

**Цель исследования** — анализ особенностей функционирования сердечно-сосудистой системы в состоянии покоя, при ортопробе и дозированной физической нагрузке у здоровых молодых мужчин, систематически выполняющих силовые нагрузки.

Исследование выполнено в рамках госбюджетной темы Министерства образования и науки

Украины «Индивидуальные особенности реакций систем организма здоровых людей на различные нагрузки» (номер госрегистрации 0109U002549).

**Методы исследования. Общие условия измерений.** Измерения проведены на 27 спортсменах-пауэрлифтерах (I группа) и 30 неспортсменах (II группа) возрастом от 18 до 24 лет в условиях, приближенных к основному обмену, с соблюдением требований биоэтических положений Конвенции Совета Европы о правах человека и биомедицины (1997 г.), Хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации об этических принципах проведения научных медицинских исследований с участием человека (1994–2008 гг.). Все мужчины добровольно принимали участие в исследованиях и по результатам медицинского обследования были практически здоровыми. Перед выполнением заданий обследуемые информировались о цели и задачах измерений, последовательности и содержании тестовых нагрузок и давали письменное согласие на проведение измерений и научное использование их результатов.

Спортсмены-пауэрлифтеры имели стаж занятий силовыми нагрузками от 2 до 7 лет, спортивный разряд — от II взрослого до кандидата в мастера спорта, тренировались три-четыре раза в неделю. Тестирование проводилось в

подготовительный период. На этом этапе тренировочного процесса основной целью спортсменом было: увеличение мышечной массы и развитие силовой выносливости. Тренировки строились по следующей схеме: сначала выполнялись базовые упражнения с отягощением 70–80 % максимального, которые состояли из трех серий по 10–12 повторов, а затем дополнительные упражнения на другие группы мышц с отягощением 50–60 % максимального, которые состояли из двух серий по 20–30 повторов. При этом базовые упражнения с каждым занятием чередовались в следующем порядке: мышцы ног (разгибатели), мышцы рук (разгибатели) и мышцы спины.

Процедура измерений была стандартной. На протяжении 5–10 мин проводили инструктаж, на тело обследуемого устанавливали электроды и датчики. Потом он отдыхал, лежа на кушетке 10–15 мин с открытыми глазами. После этого осуществляли пятиминутные записи сигналов дифференциальной реоплетизмографии и пневмографии, а также проводили активную ортопробу длительностью 7 мин. Физическую нагрузку мощностью 1 Вт на 1 кг массы тела выполняли на протяжении 5 мин на велоэргометре TX-1 (HKS, Germany).

**Используемые методики и аппаратура.** Для исследования деятельности сердечно-сосудистой и дыхательной систем использовали следующие методики: электрокардиографию, трансторакальную тетраполярную реоплетизмографию, артериальную тонометрию, пневмографию.

Сигналы дифференциальной ЭКГ, реограммы и базового сопротивления получали от биоусилителя РА-5-01 (Киевский научно-исследовательский институт радиоизмерительной аппаратуры). Электроды ЭКГ устанавливали на грудную клетку на токопроводящую пасту (активные электроды по бокам грудной клетки, а индифферентный – посередине грудины). Пружинные электроды для регистрации реограммы устанавливали стандартно [3] на шею и нижнюю часть грудной клетки. Частота зондирующего сигнала реографа составляла 70 кГц. Сигнал пневмограммы получали от пьезоэлектрического датчика, расположенного перед ноздрями (патент Украины № 51480).

Все сигналы цифровали через 12-разрядный аналогово-цифровой преобразователь ADC-1280 (Holit Data Systems, Киев). Частота дискретизации – 860 раз в секунду. Для анализа сигналов, постановки на них критических точек, их экспорта в электронные таблицы использовали разработанную нами программу «Bioscan» [5].

Артериальное давление измеряли аускультативным способом Короткова тонометром ВР AG1-10 (Microlife AG, Швейцария).

**Определение показателей центральной гемодинамики.** Ударный объем крови (УОК) определяли по показателям дифференциальной реоплетизмограммы по формуле, предложенной W.G. Kubicek [3]:

$$\text{УОК} = \rho \frac{L^2}{Z^2} A_{\text{диф}} \cdot T_{\text{изгн}}, \quad (1)$$

где  $\rho$  – удельное сопротивление крови, Ом · см<sup>-1</sup> (135 Ом · см<sup>-1</sup>);  $L$  – расстояние между измерительными электродами, см;  $Z$  – базисный импеданс, Ом;  $A_{\text{диф}}$  – амплитуда дифференциальной РПГ, Ом · с<sup>-1</sup>);  $T_{\text{изгн}}$  – период изгнания крови, с.

Для расчета величины минутного объема крови (МОК) использовали формулу:

$$\text{МОК} = \text{УОК} \cdot \text{ЧСС}. \quad (2)$$

Ударный (УИ) и сердечный индекс (СИ) рассчитывали как отношение соответственно УОК и МОК к площади поверхности тела. Площадь поверхности тела рассчитывали по формуле Дюбуа.

Среднее артериальное давление ( $A_{\text{д.ср}}$ ) определяли по формуле Хикема:

$$A_{\text{д.ср}} = A_{\text{д.диаст}} + (A_{\text{д.сист}} - A_{\text{д.диаст}}) / 3, \quad (3)$$

где  $A_{\text{д.диаст}}$  – диастолическое артериальное давление;  $A_{\text{д.сист}}$  – систолическое артериальное давление.

Для расчета общего периферического сопротивления (ОПС, дин · см<sup>-1</sup> · с<sup>-5</sup>) применяли формулу Пуазейля с изменениями в соответствии с сосудистой системой:

$$\text{ОПС} = A_{\text{д.ср}} \cdot 1333 \cdot 60 / \text{МОК}, \quad (4)$$

где  $A_{\text{д.ср}}$  – среднее артериальное давление; 1333 – множитель для перевода результата, полученного в миллиметрах ртутного столба, в дины; 60 – количество секунд в минуте; МОК – минутный объем крови.

Известно, что величина базисного импеданса зависит от объема жидкости между электродами. Независимо от модели и метода для расчетов объемов жидкостных секторов обычно используют уравнение вида [10]:

$$V = k \frac{L^2}{Z} + c, \quad (5)$$

где значения коэффициентов  $k$  и  $c$  определяются эмпирически из данных, полученных индикаторными методами;  $L$  – расстояние между электродами;  $Z$  – величина базисного импеданса.

Предложенную Н. Р. Палеевым и И. М. Каевичем [8] величину относительного кровенаполнения (КН) органов грудной клетки мы применили в своих исследованиях, используя следующую формулу:

$$КН = L^2/Z, \quad (6)$$

где КН — уровень кровенаполнения органов грудной клетки;  $L$  — расстояние между электродами тока, см;  $Z$  — уровень базового импеданса, Ом.

Доказано, что общий электрический импеданс органов тела в норме определяется в основном уровнем их кровенаполнения [9]. При этом КН органов грудной клетки, как известно, обуславливается преимущественно количеством крови, находящейся в легких [13].

Длительность фаз сердечного цикла определяли общепринятыми методами [3].

**Расчет показателей variability длительностей интервала R-R и УОК.** Длительность каждого кардиоцикла рассчитывали по временным параметрам наивысшей точки зубца R электрокардиограммы. Длительность спироцикла — по параметрам точки начала вдоха. Временные ряды, которые состояли из этих числовых данных и соответствующих значений ударного объема крови, экспортировали в программу «Caspico» (А. с. Украины № 11262). В этой программе выбирали участок записи для анализа, проводили ручную коррекцию артефактных значений [15].

Спектральный анализ осуществляли периододограммным методом со сглаживанием окном Daniel. При этом проводили коррекцию частоты элементов периододограммы в зависимости от средней частоты сердечных сокращений. В спектре, полученном при анализе записей, различали три главных спектральных компонента: HF (0,15–0,4 Гц) — мощность колебаний сердечного ритма в диапазоне высоких частот; LF (0,04–0,15 Гц) — мощность колебаний сердечного ритма в диапазоне низких частот (медленные волны 1-го порядка или вазомоторные волны); VLF (0–0,04 Гц) — мощность колебаний сердечного ритма в диапазоне очень низких частот (медленные волны 2-го порядка). Общую мощность спектра (TP) оценивали по сумме значений VLF, LF и HF. Кроме этого, определяли частоту и амплитуду наибольших по амплитуде пиков на спектрограмме в диапазоне низких (tLF) и высоких (tHF) частот.

Спектральный анализ также включал определение мощности высокочастотных колебаний в нормализованных единицах ( $HF_{norm}$ ). Значение этого показателя отображает относительный вклад мощности колебаний сердечного ритма

высокой частоты в общую спектральную мощность без учета мощности волн очень низкой частоты. Его рассчитывали по формуле:

$$HF_{norm} = [HF/(HF+LF)] 100 \%$$

По полученным данным также определяли мощность спектра УОК в стандартных диапазонах ( $VLF_{sv}$ ,  $LF_{sv}$ ,  $HF_{sv}$ ), и общую мощность —  $TP_{sv}$ , нормализованную мощность в диапазоне высоких частот ( $HF_{norm\ sv}$ ). Кросс-спектральную мощность временных рядов интервала R–R и ударного объема крови определяли кросс-периодограммным методом в программе «Statistica for Windows — 5.0» (модуль Times Series/Forecasting). Полученные графики после коррекции границ ее элементов в соответствии со средней длительностью интервала R–R разбивали на 50 окон шириной 0,01 Гц. На них определяли амплитуду и частоту наибольшего и наименьшего пиков в диапазонах 0–0,04 Гц ( $VLF_{min}$ ,  $VLF_{max}$ ,  $tVLF_{min}$ ,  $tVLF_{max}$ ), 0,04–0,15 Гц ( $LF_{min}$ ,  $LF_{max}$ ,  $tLF_{min}$ ,  $tLF_{max}$ ), 0,15–0,4 Гц ( $HF_{min}$ ,  $HF_{max}$ ,  $tHF_{min}$ ,  $tHF_{max}$ ).

Уровень дыхательной синусовой аритмии ( $A_{R-R}$ ) и дыхательной аритмии УОК ( $A_{УОК}$ ) определяли как разницу между их максимальными и минимальными значениями на протяжении дыхательного цикла.

Проверку нормальности распределения исследуемых показателей проводили в программе «Medstat» по критерию  $\chi^2$ . Для показателей, которые распределены нормально, определяли среднее значение и его ошибку. Достоверность отличий при этом оценивали по t-критерию Стьюдента. Для показателей, которые были распределены ненормально, определяли медиану, границы 25- и 75-го перцентилей с установлением отличий по U-критерию Манна–Уитни. Расчеты и графическое представление результатов анализа проводили в электронных таблицах «Excel», программах «Statistica for Windows-5.0» (Statsoft Inc., Tulsa, USA), «Caspico» (А. с. Украины № 11262), «Medstat» (ДГМУ, Донецк).

**Результаты исследования и их обсуждение.** При сравнении характеристик сердечной деятельности между двумя исследуемыми группами (I и II) наиболее значительные различия наблюдались по КН органов грудной клетки (табл. 1).

Так, показатель КН органов грудной клетки в покое лежа более чем на 4,5 усл. ед. был выше у лиц с регулярными силовыми нагрузками. При вертикальном положении тела под действием сил гравитации, естественно, происходило перераспределение крови к ногам и значение КН уменьшалось как в I, так и во II группах. Реактивность этого показателя в обеих группах

ТАБЛИЦА 1 – Уровень кровенаполнения легких (усл. ед.) у лиц с регулярными силовыми нагрузками (I, n = 27) и у спортсменов (II, n = 30) в разных условиях (M ± m)

Группа	Лежа	Стоя	Физическая нагрузка
I	28,78 ± 0,89	25,79 ± 0,80	26,16 ± 0,80
II	24,24 ± 0,57*	21,99 ± 0,54*	22,41 ± 0,56*

\* p < 0,001.

достоверно не различалась при ортопробе (соответственно –10,50 [–12,02; –8,67] %) и дозированной физической нагрузке (соответственно –9,76 [–11,51; –7,66] %).

Повышение уровня крови в грудной клетке пауэрлифтеров можно объяснить следующими факторами. Во-первых, увеличением поперечника грудной клетки при занятиях силовыми упражнениями. Во-вторых, такие изменения могут быть приспособительными реакциями к регулярным статическим нагрузкам. Известно, что КН обуславливается в основном количеством крови, которая находится в легких [13]. При статических нагрузках значительно увеличивается давление в малом круге кровообращения, что создает препятствие для притока крови в него из правого сердца и его гипертрофию. При этом предпочтительной может быть стратегия накопления крови в легких для обеспечения ее притока к левому желудочку в условиях силовых нагрузок. Подобные изменения могут приводить к дальнейшим перестройкам в работе сердечно-сосудистой системы, которые будут выражены как в покое, так и при дозированных нагрузках.

**Особенности центральной гемодинамики.**

Все показатели артериального давления у пауэрлифтеров были выше, чем в контрольной группе, как в состоянии покоя лежа, так и при переходе

в ортостатическое положение. Уровень АД<sub>ср</sub> при дозированной физической нагрузке между группами достоверно не отличался вследствие значительного разброса этого показателя у представителей I группы (рис. 1).

Реактивность показателей артериального давления на дозированную физическую нагрузку и на изменение положения тела в обеих группах в основном не отличалась. Исключение – большие изменения АД<sub>сисст</sub> у представителей II группы при ортопробе в сравнении с лицами I группы (соответственно 4,17 [0; 8,33] % и 0 [0; 4,17] %). Подобное увеличение артериального давления под влиянием регулярных занятий силовыми упражнениями отмечено рядом авторов [2, 6].

Показатели центральной гемодинамики также имели свои особенности у лиц с регулярными физическими нагрузками (табл. 2).

Так, у пауэрлифтеров в покое лежа ЧСС была ниже, а УИ выше, чем у спортсменов. При ортопробе и при дозированной физической нагрузке разница по УИ нивелировалась. Следует отметить, что по СИ в покое и при ортопробе разницы между группами не отмечено, хотя у лиц I группы площадь поверхности тела была существенно выше. При физической нагрузке СИ у обследуемых I группы ниже, чем у мужчин II группы вследствие более значительного падения УИ по сравнению с покоем лежа (медианы реактивности составляли соответственно –23,6% и –11,8%, p < 0,05). Важным есть отсутствие различий в уровнях ОПС между группами.

Объяснить такие особенности центральной гемодинамики у исследуемых можно следующим образом. Как было отмечено выше, КН обуславливается преимущественно количеством крови, которая находится в легких [13]. Увеличение

АД, мм рт. ст.

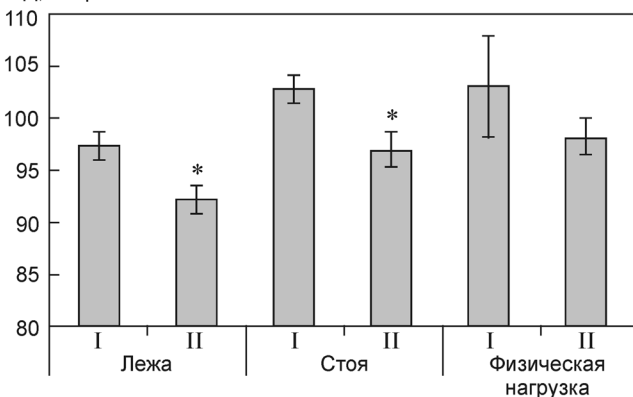


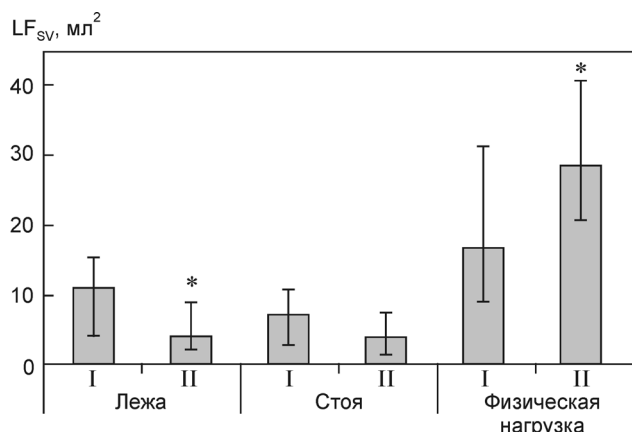
Рисунок 1 – Уровни среднего артериального давления в различных условиях у пауэрлифтеров (I) и спортсменов (II)

\* p < 0,01 между группами.

ТАБЛИЦА 2 – Показатели центральной гемодинамики у лиц с регулярными силовыми нагрузками (I, n = 27) и у спортсменов (II, n = 30) в разных условиях (M ± m)

Группа	ЧСС, уд·мин <sup>-1</sup>	УИ, мл·м <sup>-2</sup>	СИ, мл·м <sup>-2</sup> ·мин <sup>-1</sup>	ОПС, дин·см <sup>-1</sup> ·с <sup>-5</sup>
Лежа				
I	65,27 ± 1,78	45,05 ± 2,46	2917,21 ± 165,98	1501,41 ± 54,76
II	71,26 ± 1,66**	39,86 ± 1,44*	2833,92 ± 118,59	1481,76 ± 52,50
Ортопроба				
I	81,55 ± 1,77	25,49 ± 1,07	2078,66 ± 79,06	2182,85 ± 83,51
II	86,45 ± 1,87*	24,42 ± 0,89	2091,33 ± 72,61	2063,48 ± 75,34
Физическая нагрузка				
I	102,18 ± 1,67	32,96 ± 1,12	3381,62 ± 116,95	1373,83 ± 63,07
II	106,29 ± 1,49*	34,63 ± 0,98	3662,37 ± 116,54*	1228,46 ± 93,83

\* p < 0,05; \*\* p < 0,01.



**Рисунок 2** – Мощность низкочастотных волн УОК в разных условиях у пауэрлифтеров (I) и неспортсменов (II) (медиана, 25, 75 %) \*  $p < 0,05$  между группами.

количества крови в легких повышает эффективность газообмена между кровью и воздухом у спортсменов [1] и создает благоприятные условия для поддержки стабильности сердечного выброса при дыхательных движениях [7]. По механизму Франка–Старлинга увеличение количества крови в легких может вызывать неадекватный энергетическим потребностям организма рост сердечного выброса с повышением артериального давления. На задействование этого механизма указывает и сравнительно большая длительность фазы напряжения у лиц I группы, наиболее выраженная при ортопробе (соответственно  $136,4 \pm 2,1$  и  $125,6 \pm 4,1$  мс,  $p < 0,001$ ). Таким образом, повышение давления у лиц с регулярными силовыми нагрузками может изначально обуславливаться изменениями КН легких.

**Вариабельность ударного объема крови.**

Измерение вариативности сердечного выброса как по показателю УОК, так и по изменениям амплитуды пульсации артерий применяется в анестезиологии и хирургии для мониторинга состояния пациента, определения динамики объема циркулирующей крови [12, 14]. В нашем исследовании общая мощность колебаний УОК в покое лежа и при ортопробе была выше у лиц I группы по сравнению с контрольной, что, как было показано выше, обуславливается более высоким уровнем УОК и КН. Межгрупповые различия по LF<sub>sv</sub> несколько отличались от различий общей мощности колебаний УОК (рис. 2). Так, если в покое лежа LF<sub>sv</sub> была существенно больше у мужчин I группы, то при ортопробе межгрупповые различия нивелировались, а при дозированной физической нагрузке волны низкой периодичности были более мощными у представителей II группы.

**Вариабельность сердечного ритма.**

Волновая структура сердечного ритма в соответствии с господствующей в настоящее время концепцией отображает уровень баланса парасимпатических и симпатических влияний на сердечную деятельность [15]. В нашем исследовании различий по основному из показателей такого баланса – HF<sub>norm</sub> – между сравниваемыми группами найдено не было (табл. 3). Однако в покое (лежа) у лиц I группы была выше мощность HF, а при ортопробе – VLF, LF и TP. Эти феномены в большей мере объясняются концепцией, которая рассматривает изменения волн частоты сердечных сокращений как приспособительные для компенсации, сглаживания волн артериального давления, УОК [4]. Поэтому при ортопробе (рис. 2) нивелируются волны УОК между значениями у представителей I и II групп.

**Синхронизм в деятельности сердечно-сосудистой системы.** Одной из наиболее физиологически обоснованных характеристик синхронизма сердечно-сосудистой системы есть уровень спонтанной барорефлекторной чувствительности, отражающей степень реакции сердечного ритма на изменения артериального давления или УОК [4]. Наряду с другими показателями предложено оценивать его по амплитуде максимального кросс-спектрального пика колебаний УОК и длительности интервала R–R в диапазоне LF. У пауэрлифтеров в покое лежа этот показатель достоверно выше в сравнении с лицами II группы (соответственно  $12,11 [6,84; 36,57]$  мл·мс и  $5,81 [3,94; 11,01]$  мл·мс,  $p = 0,004$ ) и тем более при ортопробе (соответственно  $30,49 [13,51; 48,7]$  мл·мс и  $8,65 [3,68; 13,89]$  мл·мс,  $p = 0,002$ ). Вполне возможно, что высокий синхронизм в диапазоне барорефлекторных волн у лиц с регулярными силовыми нагрузками является

**ТАБЛИЦА 3** – Показатели вариабельности сердечного ритма у лиц с регулярными силовыми нагрузками (I, n = 27) и у неспортсменов (II, n = 30) в покое лежа и при ортопробе (медиана, 25; 75 %)

Группа	VLF, мс <sup>2</sup>	LF, мс <sup>2</sup>	HF, мс <sup>2</sup>	HF <sub>norm</sub> , %	TP, мс <sup>2</sup>
Лежа					
I	730 416; 1504	884 655; 3798	1511 959; 3560	60,9 53,4; 68,1	3645 2465; 10293
II	576 307; 968	715 381; 1302	1060* 731; 1420	59,4 49,5; 69,5	2476 1863; 4019
Стоя					
I	1218 701; 2160	1797 1146; 3592	342 247; 968	19,4 13,5; 24,4	3607 2268; 8332
II	640** 336; 1285	835*** 507; 1256	284 123; 510	25,8 15,8; 35,5	2395** 1191; 3091

\*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$ .

приспособительным для поддержания уровня артериального давления. Этот показатель может служить для оценки функционального состояния.

Пауэрлифтеры имеют и более высокие по сравнению с неспортсменами значения сердечно-дыхательного синхронизма, оцениваемого по степени изменения УОК и длительности интервала R–R на протяжении дыхательного цикла. Так, в покое лежа в I группе по УОК такие изменения были значительно большими, чем во II (соответственно  $24,55 \pm 2,57$  мл и  $9,11 \pm 1,21$  мл,  $p < 0,001$ ), а при ортопробе – по изменению длительности интервала R–R (соответственно  $100,8 \pm 12,9$  мс и  $66,9 \pm 6,5$  мс,  $p < 0,05$ ) при нивелировании значений по УОК. По всей видимости, такие феномены не могут объясняться разным уровнем вегетативного тонуса в сравниваемых группах, а есть следствием более высокого КН в группе с регулярными силовыми нагрузками.

#### Выводы

1. Лица с регулярными нагрузками силового характера в сравнении с контрольной группой имеют более высокий уровень кровенаполнения

органов грудной клетки, который приводит к существенному изменению функционирования сердечно-сосудистой системы у них.

2. Повышение артериального давления при регулярных занятиях нагрузками силового характера обуславливается не увеличением тонуса сосудов, а возрастанием уровня сердечного выброса вследствие большего кровенаполнения легких.

3. У спортсменов с силовыми тренировочными нагрузками вариабельность ударного объема крови значительно выше, чем у лиц контрольной группы, что подтверждает вывод о большем уровне кровенаполнения легких у них.

4. Не обнаружено различий в уровне вегетативного тонуса между экспериментальной и контрольной группами по показателям вариабельности сердечного ритма. Волновая структура сердечного ритма, показатели его синхронизации с волнами ударного объема крови, дыханием у лиц с регулярными силовыми нагрузками значительно отличаются от неспортсменов. Причиной этого может быть его роль в компенсации волн ударного объема крови, артериального давления.

#### Литература

1. *Вест Дж.* Физиология дыхания. Основы / Дж. Вест. – М.: Мир, 1988. – 200 с.
2. *Земцовский Э. В.* Спортивная кардиология. – СПб.: Гиппократ, 1995. – 448 с.
3. *Иванов Л. Б.* Лекции по клинической реографии / Л. Б. Иванов, В. А. Макаров. – М.: АОЗТ «Антидор», 2000. – 320 с.
4. *Коваленко С. О.* Регуляторні ритми гемодинаміки та їх індивідуальні особливості у людей. дис. ... д-ра біол. наук : 03.00.13 / С. О. Коваленко. – Черкаси. – 2009. – 372 с.
5. *Коваленко С. О.* Програмна система первинної обробки кардіографічних сигналів / С. О. Коваленко, О. Є. Кушніренко, Л. І. Носенко // Вісн. Черкас. ун-ту. Сер: Біол. науки. – Черкаси. – 2000. – Вип. 22. – С. 73–78.
6. *Марушко Ю. В.* Состояние сердечно-сосудистой системы у спортсменов («Спортивное сердце») / Ю. В. Марушко, Т. В. Гишчак, В. А. Козловский // Спорт. медицина. – 2008. – № 2. – С. 21–42.
7. *Морман Д.* Физиология сердечно-сосудистой системы / Д. Морман, Л. Хеллер. – СПб.: Питер, 2000. – 250 с.
8. *Палеев Н. Р.* Реография / Н. Р. Палеев, И. М. Каевитсер // Руководство по кардиологии: методы исследования сердечно-сосудистой системы / под ред. Е. И. Чазова. – 1981. – Т. 2. – С. 40–54.
9. *Пат. 4855884/SU, G01 N33/49; A61 B5/0295.* Спосіб прижиттєвого визначення вмісту крові в органах тварин // П. І. Янчук, В. О. Цибенко; заявник та власник Київський університет ім. Тараса Шевченка. – заявл. 4.06.1990; опубл. 27.12.1994, бюл. № 6.

#### References

1. *West J. B.* Respiratory Physiology – The Essentials. – Moscow: Mir, 1988. 200 p. (in Russ.)
2. *Zemcovsky E. V.* Sports cardiology / E. V. Zemcovskij. Saint Petersburg: Gippokrat, 1995. – 448 p.
3. *Ivanov L. B.* Lectures on clinical reography / L. B. Ivanov, V. A. Makarov – Moscow: Antidor, 2000. – 320 p.
4. *Kovalenko S. O.* Regulatory rhythms of haemodynamics and their individual features in people. Doctoral dissertation in Biology: 03.00.13 / S. O. Kovalenko. – Cherkasy. 2009. – 372 p.
5. *Kovalenko S. O.* Programing system of essential treatment of cardiographic signals / S. O. Kovalenko, O. E. Kushnirenko, L. I. Nosenko // Cherkasy university bulletin. Biological series. – 2000. Vol. 22. – P. 73–78.
6. *Marushko Y. V.* State of the cardiovascular system of sportsmen («Sporting heart») / Y. V. Marushko, T. V. Gishchak, V. A. Kozlovskij // Sport meditsina. – 2008. – N 2. – P. 21–42.
7. *Mohrman D. E.* Cardiovascular Physiology / D. E. Mohrman, L. J. Heller. – Saint Petersburg: Piter. – 2000. – 250 p.
8. *Paleev N. R.* Reography. Handbook of cardiology / N. R. Paleev, I. M. Kaevitser; ed. by E. I. Thazov. – 1981. – Vol. 2. – P. 40–54.
9. *Patent 4855884/SU, G01 N33/49; A61 B5/0295 / P. I. Yanchuk, V. O. Tsybenko // Method determination of maintenance of blood in the organs of animals.*
10. *Reography of artificial circulation of blood: verification of method and calibration of monitor / K. V. Le-*

10. *Реография* искусственного кровообращения: верификация метода и калибровка монитора / К. М. Лебединский [и др.] // Вестн. хирургии. – 2002, – № 1. – С. 65–73.
11. *Стеценко А. І.* Пауерліфтинг. Теорія і методика викладання: навч. посіб. для студентів вищ. навч. закладів. – Черкаси: Вид. ЧНУ ім. Б. Хмельницького, 2008. – 460 с.
12. *Bouteau N.* Stroke volume variation as an indicator of fluid responsiveness / N. Bouteau, B. Tavernier // *Anesth Analg.* – 2004. – Vol. 98, N 1. – P. 278–279.
13. *Mechanism* of the formation for thoracic impedance change / M. X. Kuang, Q. J. Xiao, C. Y. Cui [et al.] // *Ann. Biomed. Eng.* – 2010. – Vol. 38(3). – P. 1007–1016.
14. *Pulse* pressure variation during different loading conditions in a paediatric animal model / J. Renner [et al.] // *Acta Anaesthesiol Scand.* – 2008. – Vol. 52, N 3. – P. 374–380.
15. *Task Force* of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability / Standards of Measurements, Physiological Interpretation, and Clinical Use // *Circulation.* – 1996. – Vol. 93. – P. 1043–1065.
- bedinsky [et al.] // *Vestnik khirurgiyi.* 2002. – N 1. – P. 65–73.
11. *Stetsenko A. І.* Powerlifting: Theory and method of teaching. Cherkasy. – 2008. 460 p.
12. *Bouteau N.* Stroke volume variation as an indicator of fluid responsiveness / N. Bouteau, B. Tavernier // *Anesth Analg.* – 2004. – Vol. 98, N 1. – P. 278–279.
13. *Mechanism* of the formation for thoracic impedance change / M. X. Kuang, Q. J. Xiao, C. Y. Cui [et al.] // *Ann. Biomed. Eng.* – 2010. – Vol. 38(3). – P. 1007–1016.
14. *Pulse* pressure variation during different loading conditions in a paediatric animal model / J. Renner [et al.] // *Acta Anaesthesiol Scand.* – 2008. – Vol. 52, N 3. – P. 374–380.
15. *Task Force* of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability / Standards of Measurements, Physiological Interpretation, and Clinical Use // *Circulation.* – 1996. – Vol. 93. – P. 1043–1065.

Надійшла 07.09.2015