

сменок и мерой такой адаптации могут служить межаттракторные расстояния. Характерно, что суммарные Z_{kf} для девушек спортсменок (сумма Z_{kf} по вертикали) дает наибольшее отличие спортсменок от неспортсменок (всех состояний) сразу после нагрузки (570,2 абсолютно и 190 – относительных). Наименьшее различие для этого класса сравнений мы получаем для девушек спортсменок через 15 мин. после (479,2 абсолютно и 159,7 относительно).

Таким образом, метод расчета матриц межаттракторных расстояний предоставляет исследователям точную количественную оценку адаптационных резервов организма человека (при сравнении тренированных и нетренированных студенток). У тренированных студентов обеспечивается достаточно хорошее восстановление функций организма после нагрузки вероятно за счет различных резервов КРС в сравнении с нетренированными.

Полученные данные свидетельствуют о том, что, в целом, эффективность адаптации организма студентов к нагрузке плаванием определяется зрелостью регуляторных систем, в связи с чем один и тот же конечный приспособительный результат у девушек с разным уровнем физической подготовки может быть достигнут за счет различной степени напряжения адаптационных механизмов в особых условиях севера РФ.

Литература

1. Валлерстайн И. Конец знакомого мира. Социология XXI века. М.: Логос, 2003. С. 326.
2. Ведясова О.А. Физиологическая оценка адаптации студентов с разными типами полушарного доминирования к мышечной нагрузке / О.А. Ведясова, Е.В. Заживихина // Материалы XIII международного Совещания по эволюционной физиологии. СПб: ИЭФБ, 2006. С. 102.
3. Еськов В.М. Синергетика в клинической медицине. Часть I. Теоретические основы системного анализа и исследований хаоса в биомедицинских системах / В.М. Еськов, А.А. Хадарцев, О.Е. Филатова. Самара: ООО «Офорт», 2006.
4. Еськов В.М. Синергетика в клинической кибернетике: монография. Часть II. Особенности саногенеза и патогенеза в условиях Ханты-Мансийского автономного округа - Югры / В.М. Еськов, А.А. Хадарцев, О.Е. Филатова. Самара: ООО «Офорт» 2007. 297 с.
5. Еськов В.М. Системный анализ, управление и обработка информации в биологии и медицине. Часть VIII. Общая теория систем в клинической кибернетике / В.М. Еськов, А.А. Хадарцев. Самара: ООО «Офорт», 2009. 198 с.
6. Майнцер К. Системное мышление: Материя, разум, человечество. Новый синтез / Под. ред. Г.Г. Малинецкого. М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2009. 464 с.

THE DIAGNOSTICS OF PHYSIOLOGICAL FUNCTIONS OF WOMEN-SWIMMERS OF UGRA BY THE METHOD OF INTERCLUSTER'S DISTANCE MATRIX CALCULATION

V.M. YESKOV, M.YA. BRAGINSKY, V.N. GOLUSHKOV, E.V. MAYSTRENKO, M.A. FILATOV

Surgut State University, Research Institute of Biophysics and Medical Cybernetics

A group of women-swimmers was studied. A new method of identification of interattractor distance matrix was presented. The obtained data testify that efficiency of adaptation of the students' organisms to swimming load is defined by maturity of regulating systems.

Key words: swimmers, identification of interattractor distance matrix, adaptation, swimming load.

УДК 611.12

СИСТЕМНЫЙ АНАЛИЗ ПАРАМЕТРОВ ГЕМОДИНАМИКИ У МОЛОДЫХ ЛЮДЕЙ С НОРМАЛЬНЫМ И УЧАЩЕННЫМ РИТМОМ СЕРДЦА ПОСЛЕ ИМПУЛЬСНОЙ ГИПЕРГРАВИТАЦИОННОЙ ФИЗИЧЕСКОЙ НАГРУЗКИ

В.М. ЕСКОВ, В.В. ЕСКОВ, В.В. КОРОЛЁВ,
В.Ф. ПЯТИН, В.Б. СИВКОВ

Проведен системный анализ параметров гемодинамики у 20 юношей в возрасте 20,3±0,99 лет с нормальным и учащенным сердечным ритмом после физической нагрузки с низко- и высокоамплитудной

импульсной гипергравитацией в сравнении с обычной статической физической нагрузкой. Установлено, что воздействие низкоамплитудной импульсной гипергравитации вызывает меньший гемодинамический ответ, чем традиционная физическая нагрузка несмотря на то, что активация проприоцептивной системы при данном воздействии выше и тренировочный эффект достигается быстрее. Сильный проприоцептивный стимул при высокоамплитудной импульсной гипергравитации оказывает благоприятный эффект вероятно у лиц с развитой проприоцептивной системой.

Ключевые слова: квазиаттрактор, импульсная гипергравитационная физическая нагрузка, равноускоренный тренинг, реовазография, гемодинамика.

В настоящее время широкое распространение в физиологии спорта и восстановительной медицине приобрел метод биомеханической стимуляции нейро-мышечной системы – импульсная гипергравитационная физическая нагрузка (ИГФН) или вибрационная физическая нагрузка (ВФН) как модификация тонического вибрационного рефлекса [1,3]. Реализация данного метода осуществляется с помощью технологии равноускоренного тренинга (РУТ) [7]. В современных приборах, генерирующих трехмерные циклоидные колебания (Power Plate®) основным фактором является не вибрация, а импульсное ускорение, создаваемое движением платформы тренажера в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Данное воздействие вызывает рефлекторные мышечные сокращения с частотой, равной частоте стимуляции, которое ведет к интенсивной нейрогенной адаптации [4]. Физиологической основой ИГФН является интенсивная стимуляция проприоцепторов скелетных мышц, а следствием – изменение параметров функционирования физиологических систем организма, что является не только предметом теоретических исследований, но и имеет потенциальные возможности использования в спортивной и медицинской практике.

Доказано, что РУТ не оказывает стрессорного воздействия на кардиоваскулярную систему (КВС), поскольку не выявлено достоверных изменений показателей АД, ЧСС после ИГФН. Сохранение ЧСС вызвано, вероятно, увеличением ударного объема или/и венозного возврата. Скорость кровотока бедренной артерии значимо увеличивалась после ИГФН только с 8 минуты, тогда как статический присед (СП) без ИГФН сохранял значение параметра близкое к фону [4]. Сохранение значений ЧСС и АД после ИГФН также отмечено и в исследовании Otsuki et al. [6]. Хотя скорость пульсовой волны уменьшалась через 20, 40 мин после ИГФН и восстанавливалась к 60 минуте. Авторы считают, что длительное применение ИГФН способствует уменьшению жесткости артериальной стенки, тем самым снижает риск развития атеросклероза и других сердечно-сосудистых заболеваний.

Как показано рядом авторов импульсное воздействие с частотой до 80 Гц среди прочих эффектов повышает поглощение кислорода и скорость кровотока, хотя вибрационной стимул с частотой более 80 Гц может ограничить скорость кровотока [3] и даже стать причиной гипертрофии гладких мышц сосудов.

Диаметр бедренной артерии не изменяется при выполнении физических упражнений с ИГФН, подобный феномен обнаружен в исследовании Lythgo et al. [6]. Исследуя влияние ИГФН на скорость кровотока бедренной артерии при комбинации 6 частотных (5-30 Гц) и 2 амплитудных режимов (2-4 мм) вибрации установили, что скорость кровотока в бедренной артерии прямо пропорционально увеличивается с ростом частоты и амплитуды. По данным авторов, ИГФН с частотой 20-30 Гц и амплитудой 4 мм пятикратно увеличивает скорость кровотока (с 13,9 см/с до 71 см/с), вибрационное воздействие с частотой 20-30 Гц и амплитудой 2 мм вызывает четырехкратное увеличение скорости кровотока (до 60 см/с). Статический присед без вибрации трехкратно увеличивает скорость кровотока (до 46 см/с). Скорость кровотока и ЧСС при высокоамплитудном режиме были на 27% и 5% выше соответственно, чем при низкоамплитудном. Средняя и пиковая скорость кровотока при вибрации 30 Гц были на 50% и 25% выше, чем без вибрации [5].

Однако гемодинамический ответ на ИГФН изучен не до конца, большинство исследований охватывает длительные периоды воздействия. В связи с этим целью исследования стал системный анализ параметров гемодинамики у молодых людей с нормальным и учащенным ритмом сердца в ответ на проприоцептивную стимуляцию различной интенсивности.

Материалы и методы исследования. В исследовании воздействия кратковременной физической нагрузки с импульсной гипергравитацией приняло участие 20 юношей в возрасте

* НИИ Биофизики и медицинской кибернетики при ГОУ ВПО «Сургутский государственный университет ХМАО-Югры», Сургут, Россия. ГОУ ВПО «Самарский государственный медицинский университет», Самара, Россия

20,3±0,99 лет. Которые были разделены по частоте сердечного ритма на 2 группы: испытуемые с нормальным ритмом сердца (нормокардия) (n=11) и с учащенным сердечным ритмом (тахикардия) (n=9). С помощью реовазографии исследовалось функциональное состояние артерий нижних конечностей после воздействия на организм человека трехмерных циклоидных колебаний, создаваемых на тренажере Power Plate (Голландия).

Реовазография представляет собой неинвазивный способ исследования кровотока. Наложение электродов осуществлялось по схеме «Бедро-голень». Использовались пластинчатые электроды. Первый электрод размером 95×50 мм накладывался в области верхней трети бедра. К нему подключали провод с красной маркировкой (от первого разъема – для левой, от третьего – для правой стороны). Второй, «общий», электрод размером 70×50 мм устанавливался в подколенную ямку. К нему подключался провод с черной маркировкой (от первого разъема – для левой, от третьего – для правой стороны). Третий электрод размером 50×40 мм фиксировали на латеральной (наружной) поверхности голени. К нему подсоединяли провод с белой маркировкой (от первого разъема – для левой, от третьего – для правой стороны). Применялся реографический комплекс «Рео-Спектр» (Россия).

В качестве тестового проприоцептивного стимула применялся глубокий статический присед на тренажере с углом в коленном суставе 100°, а в голеностопном почти 80° без импульсной гипергравитации и с таковой. Частота трехмерных колебаний составила 30 Гц, при амплитуде смещения платформ 2 мм (низкоамплитудный режим) и 4 мм (высокоамплитудный режим) в течение 30 сек. Импульсное ускорение при этом изменялось в диапазоне 2,28–5,09 G.

Исследование происходило в два этапа: регистрация параметров реовазограммы (РВГ) после низко- и высокоамплитудной ИГФН. Перед каждым видом физического воздействия записывалась исходная РВГ. Таким образом, регистрация параметров РВГ произведена после СП без ИГФН; после низкоамплитудной ИГФН; после высокоамплитудной ИГФН. Регистрация РВГ до и после всех видов физического воздействия производилась в положении лежа. Подготовка к регистрации РВГ после каждого вида воздействия занимала 60–90 сек.

Исследуемые показатели РВГ: базовое сопротивление (Z_{базовое}, Ом); время распространения пульсовой волны от сердца (Q_x, с); частота сердечных сокращений (ЧСС, уд/мин.); время быстрого кровенаполнения (Альфа 1, с); время медленного кровенаполнения (Альфа 2, с); время восходящей части волны (анакроты) (Альфа, с); реографический индекс (РИ, у.е.); реографический индекс в дистально-проксимальном направлении (РИ дист./прокс, у.е.); коэффициент асимметрии реографического индекса (КАРИ, %); показатель изменчивости реографического индекса в блоке анализа (ИзменРИ, %); дикротический индекс (ДИК, %); диастолический индекс (ДИА, %); максимальная скорость быстрого наполнения (V_{макс}, Ом/с); средняя скорость медленного наполнения (V_{ср}, Ом/с); соотношение времени быстрого и медленного кровенаполнения (Альфа1/Альфа2, у.е.); показатель венозного оттока (ПВО, %); индекс венозного оттока Симонсона (ИВО_Сим, %).

Данные обработаны статистически с помощью программного пакета SPSS v 13.0 с предварительным анализом закона распределения всех изучаемых параметров (тест Колмогорова-Смирнова). Все результаты представлены в виде средних величин и их стандартной ошибки. Достоверность измерений параметров гемодинамики оценивалась с помощью t-теста Стьюдента. Для определения различий между средними значениями изучаемого признака в исследуемых группах использовали параметрический метод. Статистически значимыми изменения средних величин считались при p<0,05.

Результаты исследований и их обсуждение. После выполнения тестового стимула в виде СП без импульсной гипергравитации на нейро-мышечную систему испытуемых происходит достоверное изменение параметров гемодинамики: Z, Q, Альфа2, ДИА, ИВО_Сим в группе испытуемых с нормокардией (Нк) в сосудах правого бедра понижается на 7,7% (17,27±8,03 Ом, p<0,001).

У испытуемых с тахикардией (Тх) Z в сосудах левого бедра уменьшается на 7,6% (17,34±5,99 Ом, p<0,001), а в сосудах правого бедра понижается на 7,3% (16,55±6,76 Ом, p<0,01) (рис. 1). При этом обнаружено снижение времени распространения пульсовой волны в группе с Нк в сосудах левого и правого бедра на

10% (0,023±0,007 с, p<0,05) (рис. 2). В группе испытуемых с Тх параметр также снижался, но не значимо. ЧСС быстро возвращается к первоначальному уровню и не имеет статистически значимых различий от исходного уровня (табл. 1-2).

Параметры гемодинамики после статической физической нагрузки без импульсной гипергравитации.

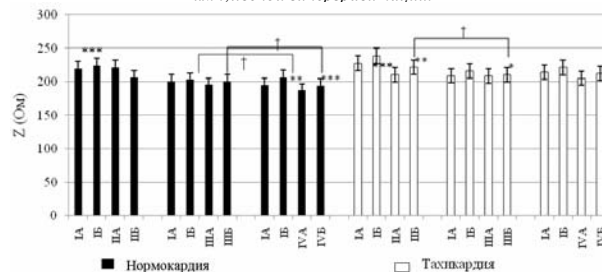


Рис. 1. Изменение базового сопротивления после трёх видов физического воздействия в двух группах испытуемых.

Примечание: А – левое бедро; Б – правое бедро. I – фон; II – статика; III – низкоамплитудная ИГФН; IV – высокоамплитудная ИГФН. Достоверность изменения параметра относительно исходного значения для соответствующего сегмента: * – p<0,05; ** – p<0,01; *** – p<0,001. Достоверность различий между видами физического воздействия: † – p<0,05.

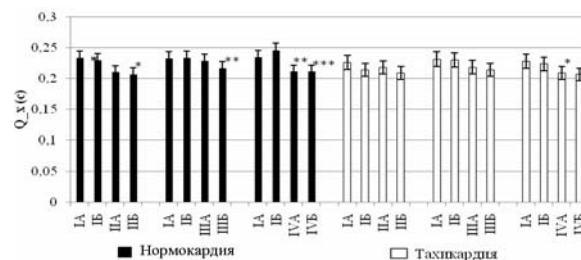


Рис. 2. Изменение времени распространения пульсовой волны от сердца после трёх видов физического воздействия в двух группах испытуемых.

Примечание: А – левое бедро; Б – правое бедро. I – фон; II – статика; III – низкоамплитудная ИГФН; IV – высокоамплитудная ИГФН. Достоверность изменения параметра относительно исходного значения для соответствующего сегмента: * – p<0,05; ** – p<0,01; *** – p<0,001.

Параметр Альфа2, отражающий время медленного кровенаполнения понижается в сосудах левого бедра испытуемых с Нк на 4% (0,025±0,006 с, p<0,05) (табл. 1). У испытуемых с Тх параметр не отличается значимо от первоначального значения. Диастолический индекс (ДИА), характеризующий процесс оттока крови из артерий в вены и тонус венозных сосудов, главным образом на уровне посткапилляров в группе испытуемых с Нк после традиционного СП в левом бедре уменьшается на 15% (p<0,05) и достигает 23%; в сосудах правого бедра этот параметр снижается на 10% (p<0,01) и достигает 27% (рис. 3).

У испытуемых с Тк ДИА незначимо возрастает. Не выявлено изменения максимальной и средней скорости движения крови с сосудах. Индекс венозного оттока Симонсона дает возможность оценивать отток по венам. Показатель понижается в сосудах правого бедра у испытуемых с Нк на 5%, достигая 26%. У испытуемых с Тк показатель незначительно отличается от исходного уровня (табл. 1-2).

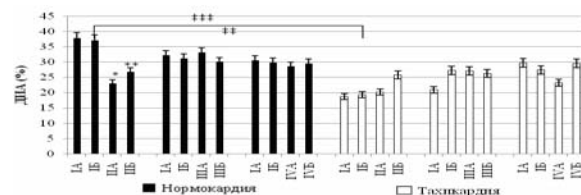


Рис. 3. Изменение диастолического индекса после трёх видов физического воздействия в двух группах испытуемых.

Примечание: А – левое бедро; Б – правое бедро. I – фон; II – статика; III – низкоамплитудная ИГФН; IV – высокоамплитудная ИГФН. Достоверность изменения параметра относительно исходного значения для соответствующего сегмента: * – p<0,05; ** – p<0,01. Достоверность межгрупповых различий параметра: †† – p<0,01; ††† – p<0,001.

Таблица 2

Изменение параметров региональной гемодинамики после трех видов воздействия у испытуемых с учащенным сердечным ритмом

	Сегмент (бедра)	фон	Статический присел без ИГФН	фон	Статический присел с низкоамплитудной ИГФН	фон	Статический присел с высокоамплитудной ИГФН
ЧСС (уд/мин)		85,22±1,63	81,11±2,72	81,00±2,80	81,11±2,12	78,33±3,76	82,33±4,546
Альфа1, с	Левое	0,076±0,005	0,076±0,002	0,084±0,003	0,087±0,008	0,091±0,0068	0,073±0,007
	Правое	0,094±0,012	0,079±0,003	0,08±0,003	0,09±0,011	0,091±0,006	0,071±0,005*
Альфа2, с	Левое	0,111±0,009	0,096±0,011	0,096±0,003	0,102±0,006	0,103±0,005	0,113±0,012
	Правое	0,108±0,009	0,113±0,008	0,098±0,002	0,104±0,008	0,103±0,005	0,117±0,013
Альфа1/Альфа2	Левое	0,737±0,047	0,69±0,03	0,863±0,027	0,882±0,157	0,839±0,068	0,697±0,079
	Правое	0,997±0,183	0,728±0,064	0,811±0,037	0,922±0,148	0,841±0,079	0,660±0,0519
Альфа, с	Левое	0,180±0,008	0,183±0,005	0,183±0,005	0,189±0,007	0,190±0,007	0,177±0,012
	Правое	0,193±0,0088	0,194±0,0064	0,180±0,0033	0,196±0,009	0,192±0,008	0,182±0,010
РИ, у.е.	Левое	0,657±0,103	0,096±0,037	0,807±0,062	0,734±0,052	0,706±0,033	0,732±0,055
	Правое	0,700±0,096	0,766±0,030	0,789±0,0478	0,803±0,045	0,766±0,049	0,76±0,047
РИ дист./прокс	Левое	0	0	0	0	0	0
	Правое	0	0	0	0	0	0
КаРИ, %	Левое	21,44±5,178	18,67±4,05	12,56±3,53	14,56±5,28	17,89±4,51	15,78±2,76
	Правое	21,44±5,178	18,67±4,05	12,56±3,53	14,56±5,28	17,89±4,51	15,78±2,76
ИзменРИ, %	Левое	0	0	0	0	0	0
	Правое	0	0	0	0	0	0
ДИК, %	Левое	23,00±11,17	22,33±4,15	21,44±5,09	34,56±5,53	28,67±5,83	26,78±6,32
	Правое	21,33±5,84	30,56±2,35	26,00±5,79	32,00±3,35	31,33±5,61	24,56±5,61
Vмакс, Ом/с	Левое	0,799±0,057	0,737±0,041	0,83±0,07	0,772±0,06*	0,708±0,044	0,799±0,07
	Правое	0,769±0,0623	0,743±0,042	0,807±0,064	0,808±0,06	0,750±0,06	0,757±0,062
Vср, Ом/с	Левое	0,41±0,03	0,427±0,05	0,447±0,03	0,388±0,028*	0,373±0,02	0,419±0,033*
	Правое	0,410±0,023	0,423±0,04	0,436±0,03	0,424±0,028	0,403±0,03	0,419±0,034
ПВО, %	Левое	9,22±2,33	8,89±1,98	9,33±2,36	10,67±2,59	7,33±2,08	10,22±4,04
	Правое	11,33±2,63	11,00±2,40	8,56±2,12	10,56±2,59	7,11±1,95	9,78±5,41
ИВО Сим, %	Левое	24,22±2,56	27,67±3,54	23,33±4,86	29,33±3,49	27,44±5,38	24,11±3,59
	Правое	23,44±4,45	28,44±3,25	24,11±5,42	30,33±3,08	27,89±4,63	21,67±5,01

Примечание: достоверность изменения параметра относительно исходного значения для соответственного сегмента: * – p<0,05; ** – p<0,01.

Параметры гемодинамики после низкоамплитудной импульсной гипергравитационной физической нагрузки. У испытуемых с Нк после низкоамплитудной ИГФН время распространения пульсовой волны снижается в сосудах правого бедра на 7,7% (0,018±0,008 с, p<0,01) (рис. 2). Реографический индекс в сосудах левого бедра снижается на 7% (0,061±0,062 у.е., p<0,05). Индекс Симонсона снижается на 5,6% (p<0,05), достигая 28%. Остальные параметры не имеют статистически значимых отличий от исходного уровня (табл. 1).

У испытуемых с Тк после низкоамплитудной ИГФН наблюдается уменьшение Z в сосудах правого бедра на 2,6% (5,77±7,53 Ом, p<0,05) (рис. 1). Максимальная скорость кровотока в сосудах левого бедра после данного воздействия понижается на 7% (0,057±0,066 Ом/с, p<0,05), а средняя скорость кровотока в этом же сегменте понижается на 13% (0,059±0,031 Ом/с, p<0,01) (табл. 2).

Параметры гемодинамики после высокоамплитудной импульсной гипергравитационной физической нагрузки. В группе испытуемых с Нк после высокоамплитудной ИГФН базовое сопротивление в сосудах левого бедра снижается на 4% (7,72±6,25 Ом, p<0,01), а в сосудах правого бедра снижается на 5,8% (12,09±7,68 Ом, p<0,001) (рис. 1). При этом время распространения пульсовой волны в сосудах левого и правого бедра снижается на 9,8% (0,023±0,007 с, p<0,05) и 13,8% (0,034±0,008 с, p<0,01) соответственно (рис. 2). Время анакроты в сосудах правого бедра увеличивается на 10% (0,018±0,006 с, p<0,05) (табл. 1).

В группе испытуемых с Тк уменьшается время распространения пульсовой волны в сосудах левого и правого бедра на 11,4% (0,027±0,011, p<0,05) и 12% (0,028±0,011, p<0,05) (рис. 2). Скорость быстрого кровенаполнения в сосудах правого бедра снижается на 22% (0,02±0,005 с, p<0,05). А средняя скорость кровотока в сосудах левого бедра увеличивается на 12,3% (0,046±0,027, p<0,05) (табл. 2).

Межгрупповые различия гемодинамических параметров. Достоверное различие гемодинамических параметров между группами испытуемых с Нк и Тк проявляется в исходном значении ЧСС: у испытуемых с Нк показатель на 27,3% (18,31±2,42 уд/мин, p<0,001) ниже, чем у испытуемых с Тк. Кроме этого, после низкоамплитудной ИГФН величина пульса в группе испытуемых с Нк на 15,4% (10,84±2,53 уд/мин, p<0,01) ниже, чем у испытуемых с Тк (табл. 1-2). После статической физической нагрузки без ИГФН показатель возрастает в обеих группах, однако не имеет достоверного различия.

Таблица 1

Изменение параметров региональной гемодинамики после трех видов воздействия у испытуемых с нормальным сердечным ритмом

	Сегмент (бедра)	фон	Статический присел без ИГФН	фон	Статический присел с низкоамплитудной ИГФН	фон	Статический присел с высокоамплитудной ИГФН
ЧСС (уд/мин)		66,9±2,12	73,0±3,422	71,1±3,19	70,3±2,93	71,2±2,96	74,3±3,43
Альфа1, с	Левое	0,077±0,003	0,080±0,004	0,083±0,002	0,076±0,004	0,082±0,007	0,078±0,004
	Правое	0,080±0,002	0,077±0,004	0,078±0,003	0,082±0,004	0,077±0,004	0,080±0,003
Альфа2, с	Левое	0,131±0,008	0,106±0,004*	0,118±0,005	0,116±0,005	0,115±0,009	0,121±0,007
	Правое	0,128±0,010	0,112±0,006	0,114±0,005	0,116±0,006	0,116±0,009	0,118±0,005
Альфа1/Альфа2	Левое	0,673±0,046	0,766±0,044	0,698±0,025	0,660±0,052	0,753±0,07	0,675±0,05
	Правое	0,707±0,044	0,716±0,059	0,690±0,028	0,723±0,058	1,287±0,672	0,692±0,049
Альфа, с	Левое	0,194±0,006	0,184±0,006	0,200±0,006	0,192±0,004	0,187±0,009	0,197±0,007
	Правое	0,192±0,006	0,190±0,004	0,191±0,006	0,200±0,006	0,178±0,008	0,196±0,003*
РИ, у.е.	Левое	0,753±0,092	0,942±0,111	0,879±0,065	0,818±0,058	0,758±0,068	0,791±0,053
	Правое	0,763±0,106	0,856±0,08	0,878±0,061	0,874±0,056	0,816±0,08	0,836±0,063
РИ дист./прокс	Левое	0	0	0	0,133±0,091*	0	0
	Правое	0	0	0	0,156±0,105	0	0
КаРИ, %	Левое	12,455±3,183	27,273±14,403	7,818±1,994	14,182±3,227	15,182±3,705	11,636±1,39
	Правое	12,455±3,183	27,273±14,403	7,818±1,994	14,182±3,227	15,182±3,705	11,636±1,39
ИзменРИ, %	Левое	0	0	0	0	0	0
	Правое	0	0	0	0	0	0
ДИК, %	Левое	38,91±2,121	27,91±4,78	37,64±3,034	36,91±2,51	30,82±4,89	31,27±5,08
	Правое	36,73±3,311	31,73±2,29	33,64±2,34	36,27±2,98	29,36±5,28	33,45±5,02
Vмакс, Ом/с	Левое	0,824±0,069	0,985±0,126	0,864±0,077	0,836±0,070	0,802±0,073	0,772±0,076
	Правое	0,858±0,086	0,878±0,094	0,895±0,064	0,865±0,064	0,870±0,092	0,836±0,082
Vср, Ом/с	Левое	0,435±0,036	0,496±0,064	0,440±0,041	0,416±0,037	0,402±0,039	0,394±0,034
	Правое	0,439±0,04643	0,438±0,053	0,446±0,036	0,428±0,033	0,443±0,053	0,413±0,039
ПВО, %	Левое	9,00±1,61	6,55±1,14	10,64±1,61	8,91±1,55	10,82±1,75	9,36±1,78
	Правое	9,64±1,22	8,36±1,06	9,55±0,68	8,82±1,67	9,64±2,33	9,82±1,82
ИВО Сим, %	Левое	31,18±3,338	22,00±4,25	33,55±3,21	27,91±1,87*	31,00±3,95	29,00±3,66
	Правое	31,55±2,36	26,36±2,69*	31,45±3,13	27,36±2,73	30,55±4,87	30,00±3,76

Примечание: достоверность изменения параметра относительно исходного значения для соответственного сегмента: * – p<0,05; ** – p<0,01.

Время медленного кровенаполнения до низкоамплитудной ИГФН в сосудах левого и правого бедра у испытуемых с Тк было на 17,8% (0,021±0,004 с, p<0,01) и 14% (0,016±0,004 с, p<0,05) ниже, чем у испытуемых с Нк. Первоначальное время анакроты в сосудах левого бедра у испытуемых с Нк на 7,4% (0,014±0,007 с, p<0,05) больше. Дикротический индекс в сосудах нижних конечностей в исходном состоянии имел различия между исследуемыми группами. В частности, ДИК в сосудах левого и правого бедра у испытуемых с Нк был соответственно на 16% (p<0,01) и 15,4% (p<0,05) выше, чем у испытуемых с Тк (табл. 1-2).

Диастолический индекс при этом в сосудах левого и правого бедра в исходном состоянии у испытуемых с Нк был соответственно на 19% (p<0,001) и 17,7% (p<0,01) выше, чем у испытуемых с Тк (рис. 3). Параметр Альфа1/Альфа2 в сосудах левого и правого бедра до низкоамплитудной ИГФН в группе испытуемых с Нк был на 23,6% (0,165±0,26 у.е., p<0,001) и 17,5% (0,121±0,33, p<0,05) ниже соответственно.

Уменьшение базового сопротивления после СП без ИГФН у всех испытуемых в сосудах левого и правого бедра свидетельствует о повышении кровенаполнения в результате растяжения стенок артерий (рис. 1), а понижение времени распространения пульсовой волны отражает повышение тонуса сосудов на 10% в левом и правом сегментах (рис. 2). Уменьшение времени медленного кровенаполнения отражает снижение эластичности стенки сосудов среднего и мелкого калибра в группе испытуемых с Нк на 4% (табл. 1). Одновременное снижение диастолического индекса и индекса венозного оттока Симонсона у испытуемых с Нк после традиционного СП свидетельствует о снижении тонуса венозных сосудов и уменьшении оттока крови из артерий в вены. Однако подобные изменения гемодинамики не оказывают суще-

ственного влияния на скорость кровотока. У испытуемых с Тк незначимое отличие параметров гемодинамики, вероятно, связано с инертностью регуляторных процессов. Возможно, для того, чтобы проявился какой-либо гемодинамический ответ необходим более длительный промежуток времени. Таким образом, после СП без ИГФН происходит активизация гемодинамики у испытуемых с нормальным сердечным ритмом, преимущественно за счёт сосудов среднего и мелкого калибра.

После низкоамплитудной ИГФН не обнаружено достоверного изменения базового сопротивления у испытуемых с Нк в сравнении с СП без ИГФН. Однако снижение времени распространения пульсовой волны в сосудах правого бедра в этой группе испытуемых свидетельствует о том, что тонус артерий после данного воздействия повышается, но на 3% меньше, чем после традиционного СП. Снижение реографического индекса у испытуемых с Нк в сосудах левого бедра отражает снижение интенсивности артериального пульсового кровенаполнения на 7% относительно состояния покоя. А снижение индекса Симонсона свидетельствует о понижении тонуса венозных сосудов и уменьшении оттока крови из артерий в вены на 5,6% относительно исходного уровня.

Уменьшение базового сопротивления в сосудах правого бедра у испытуемых с Тк свидетельствует о повышении кровенаполнения данного сегмента, но степень вазодилатации на 4,7% меньше, чем после СП без ИГФН. Низкоамплитудная ИГФН вызывает снижение максимальной и средней скорости кровотока в сосудах левого бедра в группе испытуемых с Тк на 7% и 13% относительно состояния покоя соответственно, что вероятно, связано с растяжением стенок артерий. Это снимает с сердца дополнительную нагрузку по перекачке крови, тем самым подобная нагрузка является меньшим стресс-фактором для КВС у испытуемых с Тк.

Таким образом, низкоамплитудная ИГФН оказывает менее выраженный эффект на КВС испытуемых чем традиционный присед, однако проприоцептивная стимуляция скелетных мышц при низкоамплитудной ИГФН выше и частота сокращения мышечных волокон больше, а следовательно быстрее достигается тренировочный эффект при меньшей нагрузке на КВС.

После высокоамплитудной ИГФН наблюдается снижение базового сопротивления тканей в сосудах правого бедра у испытуемых с Нк относительно исходного уровня, но это снижение на 1,9% меньше относительно изменений параметра после СП без ИГФН (рис. 1). Это свидетельствует о повышении кровенаполнения в данном сегменте, однако растяжение стенок артерий после высокоамплитудной ИГФН происходит в меньшей степени, чем после традиционного СП. Время распространения пульсовой волны у испытуемых с Нк в сосудах левого бедра снижается после данного воздействия относительно состояний покоя, что свидетельствует о повышении эластичности стенок артерий и повышении тонуса сосудов на 3,8% больше, чем после СП без ИГФН и на 6,1% больше, относительно снижения параметра после низкоамплитудной ИГФН (рис. 2). Увеличение времени анакроды свидетельствует о повышении кровенаполнения и расширении артериальных сосудов правого бедра после высокоамплитудной ИГФН на 10% относительно состояния покоя (табл. 1).

В группе юношей с Тк наблюдается повышение эластичности стенок артерий и тонуса сосудов на 11,4% и 12% в левом и правом сегментах соответственно относительно исходного уровня (табл. 2). Однако при других воздействиях показатель изменяется недостоверно. Снижение скорости быстрого кровенаполнения в сосудах правого бедра говорит о понижении тонуса стенок артерий крупного калибра в данном сегменте на 22%. Повышение тонуса сосудов левого бедра сопровождается повышением средней скорости кровотока на 12,3%, что обусловлено вазоконстрикцией в данном сегменте.

Таким образом, высокоамплитудная ИГФН вызывает изменение отдельных параметров региональной гемодинамики, однако возмущающий эффект после данного вида воздействия менее выражен в сравнении с СП без ИГФН и более выражен в сравнении с низкоамплитудной ИГФН у испытуемых с Нк. Активизация гемодинамики, у испытуемых с Тк происходит преимущественно за счёт сосудов крупного калибра. Однако для функционального состояния организма испытуемых этой группы высокоамплитудная ИГФН переносится тяжелее.

Литература

1. Королев В.В., Пятин В.Ф., Еськов В.М., Широпапов И.В. Особенности восстановления variability сердечного ритма у молодых испытуемых после вибрационной физической нагрузки

// Вестник восстановительной медицины. 2010, № 1. С. 13–16.

2. Системный анализ, управление и обработка информации в биологии и медицине: Монография. Часть VII. Синергетический компартментно – кластерный анализ и синтез динамики поведения вектора состояния организма человека на севере РФ в условиях саногенеза и патогенеза. / Под ред. В.М. Еськова. А.А. Хадарцева. Самара: ООО «Офорт» (гриф РАН), 2008. 159 с.

3. Bongiovanni L., Hagbarth K., Sjenberg L. Prolonged muscle vibration reducing motor output in maximal voluntary contractions in man // J. Physiol. 1990. Vol. 423. P. 15–23.

4. Hazell T., Thomas G., DeGuire J. Vertical whole-body vibration does not increase cardiovascular stress to static semi-squat exercise // Eur. J. Appl. Physiol. 2008. Vol. 104, № 5. P. 903–908.

5. Lythgo N., Eser P., Groot de P. et al. Whole-body vibration dosage alters leg blood flow // Clin. Physiol. Funct. Imaging. 2009. Vol. 29, № 1. P. 53–59.

6. Otsuki T., Takanami Y., Aoi W. et al. Arterial stiffness acutely decreases after whole-body vibration in humans // Acta Physiol. 2008. Vol. 194, № 3. P. 189–194.

7. Van der Meer G., Zeunstra E., Tempelaars J. Handbook of Acceleration Training. Monterey: Healthy Learning, 2007. 181 p.

THE SYSTEM ANALYSIS OF PARAMETERS OF HAEMODYNAMICS AT YOUNG MEN WITH NORMAL AND SPEEDED UP RHYTHM OF HEART AFTER PULSE HYPERGRAVITATIONAL PHYSICAL ACTIVITY

V.M.ESKOV, V.V. ESKOV, V.V. KOROLEV, V.F.PYATIN, V.B.SIVKOV

Surgut state university, Research institute of Biophysics and Medical Cybernetics Samara State Medical University

The system analysis of hemodynamic indices at 20 young men aged 20,3±0,99 years with the normal and speeded up heart rate after physical activity with lowly – and highly amplitude impulse hypergravitation in comparison with usual static physical activity. Influence lowly amplitude impulse hypergravitation causes the smaller haemodynamic response, than traditional squat, despite the activation of the proprioceptive system at the given influence is higher and training effect is obtained faster. Strong proprioceptive stimulus at high-amplitude pulse hypergravitation influence favorably, possibly, at persons with developed proprioceptive system.

Key words: quasiattractor, impulse hypergravity physical loading, linear accelerated training, rheovasography, hemodynamic.

УДК 578.08:621.317

РАСЧЕТ СТЕПЕНИ СИНЕРГИЗМА В КАРДИО-РЕСПИРАТОРНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА В УСЛОВИЯХ ПЕРЕПАДА ТЕМПЕРАТУРЫ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ

В.М. ЕСКОВ, В.В. ЕСКОВ, Е.В. МАЙСТРЕНКО, А.С. ПАШНИН, А.А. УСТИМЕНКО

Метод численного расчета степени синергизма в кардио-респираторной системе (КРС) человека на примере обследования двух групп людей (молодежь с небольшими сроками проживания на Севере и лица старше 40 лет с более длительным проживанием на Севере) был использован для количественной оценки существенных различий в параметрах синергизма по реакциям систем регуляции КРС на резкие перепады температуры окружающей среды. Приведены результаты измерения степени синергизма в КРС на основе разработанного алгоритма.

Ключевые слова: вектор состояния, фазовое пространство, синергизм.

В рамках компартментно-кластерного подхода (ККП) в настоящее время разработаны методы моделирования различных биосистем [5,7], находящихся в квазистационарных состояниях, когда вектор состояния биосистемы (ВСБС) $x = (x_1, x_2, \dots, x_n)^T$ имеет приблизительно постоянные значения ($x \approx \text{const } x$). Степень этого приближения определяется величиной погрешности измерительных приборов (в пределах 5-10%) или степенью вариативности ВСБС, что определяется уже 5 основными свойствами всех биосистем [7]. В рамках ККП уже сейчас становится возможным количественная идентификация изменений синергетических взаимоотношений в нейросетях мозга, в отдельных органах и тканях, а также в функциональных системах организма (ФСО)

* НИИ биофизики и медицинской кибернетики при Сургутском государственном университете E-mail: firing.squad@mail.ru